

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Biotelemetrický systém vestavěný v chrániči páteře**

**Embedded Biometric System Build in Spine Protector**

**Ostrava, 2012**

**Tereza Otáhalová**

## Zadání diplomové práce

Student: **Ing. Tereza Otáhalová**  
Studijní program: N2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství  
Téma: **Biotelemetrický systém vestavěný v chrániči páteře**  
**Embedded Biometric System Build in Spine Protector**

Zásady pro vypracování:

1. Nastudovat problematiku biometrie posádek motorových vozidel.
2. Seznámení se s problematikou zpracování dat v reálném čase.
3. Návrh vestavěného systému pro měření a sběr biometrických dat.
4. Návrh vestavby do zvolného chrániče páteře. / Návrh chrániče vhodného pro vestavbu zařízení.
6. Realizace funkčního modelu navrženého řešení.
7. Testování zhotoveného zařízení.
8. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:


1. *Handbook of multisensor data fusion*. Edited by David L. Hall, James Llinas. 1st ed. Boca Raton(USA): CRC Press LLC, 2001. 568 s. ISBN 0-8493-2379-7 .
2. *Mobile, wireless, and sensor networks*. Edited by Rajeev Shorey. Hoboken(Canada): John Wiley&Sons, Inc., 2006. 456 s. ISBN 978-0-471-71816-1.
3. HARSANYI, G. *Sensors in Biomedical Applications: Fundamentals, Technology and Applications*. 1st ed. Boca Raton(USA): CRC Press LLC, 2000. 368 s. ISBN 1566768853.
4. *Biomedical Sensors*. Edited by Deric Jones. New Jersey: Momentum Press, 2009. 320 s. ISBN 978-1-60650-056-9.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **Ing. David Vala**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

  
doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
vedoucí katedry




  
prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.*

*Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.*



.....  
*Tereza Otáhalová*

*Datum odevzdání diplomové práce: 4. května 2012*

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Davidu Valovi za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

## **Abstrakt**

Předmětem diplomové práce je návrh prototypu biotelemetrického systému vestavěného v chrániči páteře. Diplomová práce má za úkol seznámit s problematikou biometrie posádek motorových vozidel, se zpracováním dat v reálném čase a návrh vestavěného systému pro měření a sběr biometrických dat. Hlavním cílem diplomové práce je realizace prototypu senzorového systému a návrh vestavby do chrániče páteře. Snímané biotelemetrické údaje jsou přenášeny z prototypu do počítače, kde jsou zpracovávány, vizualizovány a případně zaznamenávány. K přenosu je využita bezdrátová komunikační technologie Bluetooth.

Diplomová práce má dvě hlavní části - část teoretickou a praktickou. Teoretická část seznamuje čtenáře s obecným úvodem do měření a zpracováním biometrických signálů. Praktická část popisuje návrh prototypového zařízení, jeho praktickou realizaci, vestavění do chrániče páteře a testování prototypu.

## **Klíčová slova**

Biosenzor, senzorový systém, biotelemetrie, elektrokardiografie, tepová frekvence, dechová frekvence.

## **Abstrakt**

The subject of the thesis is to design a prototype biotelemetry system built in spine protector. This thesis aims is to be familiar with the issue of biometrics of crew of the motor vehicles, data real-time processing and design of the embedded system for measurement and collection of biometric data. The main aim of the thesis is the implementation of a prototype sensor system design and built in spin protector. Scanned biotelemetry data is transferred from the prototype to a computer where they are processed, visualized and possibly recorded. To transmit is used wireless communications technology Bluetooth.

This thesis has two main parts - the theoretical and practical. The theoretical part introduces the reader with a general introduction to the measurement and processing of biometric signals. The practical part describes the design of prototype equipment, its practical implementation, prototype built in spine protector and testing.

## **Key words**

Biosensor, sensor's system, biotelemetry, electrocardiography, heart rate, respiratory rate.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

A/D - analogově/digitální

$c_{\text{HbO}_2}$  - koncentrace oxyhemoglobinu [mol/dm<sup>3</sup>]

$c_{\text{RHb}}$  - koncentrace deoxyhemoglobinu [mol/dm<sup>3</sup>]

Cl<sup>-</sup> - iont chlóru

CS - z angl. chip select - sériový port

dB - decibel

DPS - deska plošného spoje

EKG - elektrokardiografie

$f_{\text{max}}$  - maximální frekvence [Hz]

$f_v$  - frekvence vzorkování [Hz]

GHz - gigahertz

IEEE - z angl. Institute of Electrical and Electronics Engineers - Institut pro elektrotechnické a elektronické inženýrství

ISM - z angl. industrial, scientific and medical - průmyslový, vědecký, lékařský

IO - integrovaný obvod

I2C - sériová sběrnice typu multi-master

K<sup>+</sup> - iont draslíku

kB - kilobajt

kBd - kilobaud

kHz - kilohertz

kΩ - kiloohm

l - litr

LA - z angl. left leg - levá noha

LSB - nejméně významný bit

LV – grafický programovací jazyk LabView verze 11.0 2011

mA - miliampér

min - minuta

mm - milimetr

mV - milivolt

mW - miliwatt

Mb - megabit

MHz - megahertz

MISO - komunikační linka sběrnice SPI pro předávání dat od Slave k Masteru

MOSI - komunikační linka sběrnice SPI pro předávání dat od Masteru k Slave

MΩ - megaohm

Master - řídící zařízení systému

N - počet

Na<sup>+</sup> - iont sodíku

RA - z angl. right leg - pravá noha

s - sekunda

SCK - časovací linka sběrnice SPI

SDI - z angl. serial data input - vstupní data sériového portu

SDO - z angl. serial data output - výstupní data sériového portu

Slave - vedlejší zařízení systému

SMD - z angl. surface mount device - součástka pro povrchovou montáž plošných spojů

SPC - hodiny sériového portu

SPI - z angl. serial peripheral interface - sériové periferní rozhraní

SS - linka sběrnice SPI pro výběr zařízení typu Slave

UART - z angl. universal asynchronous receiver/transmitter - univerzální asynchroní přijímač/vysílač

Upp - napětí špička - špička [V]

μA - mikroampér

°C - stupeň celsia

# Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>ŽIVOTNÍ FUNKCE .....</b>	<b>2</b>
2.1	BIOELEKTRICKÉ SIGNÁLY .....	2
2.1.1	<i>Elektrické děje .....</i>	<i>2</i>
2.1.2	<i>Akční potenciál .....</i>	<i>3</i>
2.2	BIOPOTENCIÁLOVÉ ELEKTRODY .....	4
2.3	ARTEFAKTY .....	5
2.3.1	<i>Technické (fyzikální) artefakty .....</i>	<i>5</i>
2.3.2	<i>Biologické artefakty .....</i>	<i>5</i>
2.4	TYPY BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ .....	5
<b>3</b>	<b>PŘENOS DAT A ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU .....</b>	<b>7</b>
3.1	SIGNÁL, JEHO VÝZNAM A POPIS .....	7
3.2	DĚLĚNÍ SIGNÁLŮ .....	7
3.3	ANALGOVÉ A ČÍSLICOVÉ SIGNÁLY .....	8
3.1	SBĚR A PŘEDZPRACOVÁNÍ .....	8
3.1.1	<i>Analogově-digitální převod .....</i>	<i>9</i>
3.2	PŘENOS SIGNÁLU .....	9
3.2.1	<i>Bluetooth .....</i>	<i>9</i>
3.2.2	<i>WiFi .....</i>	<i>10</i>
<b>4</b>	<b>MĚŘENÉ VELIČINY PRO BIOTELEMETRICKÝ SYSTÉM .....</b>	<b>12</b>
4.1	ELEKTROKARDIOGRAFIE .....	12
4.1.1	<i>Vznik a průběh elektrokardiogramu .....</i>	<i>12</i>
4.1.2	<i>Technické požadavky .....</i>	<i>13</i>
4.1.3	<i>Poruchy srdečního rytmu .....</i>	<i>13</i>
4.2	TEPOVÁ FREKVENCE .....	15
4.3	DECHOVÁ FREKVENCE .....	16
<b>5</b>	<b>NÁVRH ZAŘÍZENÍ .....</b>	<b>17</b>
5.1	VÝBĚR VHODNÝCH SOUČÁSTEK .....	19
5.1.1	<i>EKG modul .....</i>	<i>19</i>
5.1.2	<i>Komunikační rozhraní .....</i>	<i>20</i>
5.1.3	<i>Mikrokontroler ATmega16 .....</i>	<i>20</i>
5.1.1	<i>Sběrníkový systém .....</i>	<i>21</i>
<b>6</b>	<b>REALIZACE ZAŘÍZENÍ .....</b>	<b>24</b>
6.1	MĚŘENÍ EKG - AKTIVNÍ ELEKTRODY .....	24



6.2	MĚŘENÍ DECHOVÉ FREKVENCE .....	26
6.2.1	<i>Model hrudní impedance</i> .....	26
6.3	PŘENOS SIGNÁLU .....	27
6.1	SCHÉMA ZAPOJENÍ .....	27
6.1.1	<i>Schéma zapojení obvodu pro měření EKG</i> .....	27
6.1.2	<i>Schéma zapojení obvodu pro měření dechové frekvence</i> .....	29
6.1.3	<i>Schéma zapojení komunikace Bluetooth</i> .....	30
6.1.4	<i>Schéma zapojení mikrokontroleru ATmega16</i> .....	30
6.2	NASTAVENÍ JEDNOTLIVÝCH OBVODŮ ZAŘÍZENÍ .....	31
6.2.1	<i>Nastavení integrovaného obvodu ADS1298R</i> .....	31
6.2.2	<i>Nastavení komunikace</i> .....	34
6.1	REALIZACE DPS .....	34
6.2	VESTAVĚNÍ ZAŘÍZENÍ DO CHRÁNIČE PÁTEŘE .....	36
<b>7</b>	<b>NÁVRH SOFTWARE PRO ZOBRAZENÍ DAT .....</b>	<b>39</b>
7.1	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ .....	42
<b>8</b>	<b>TESTOVÁNÍ ZAŘÍZENÍ .....</b>	<b>49</b>
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>55</b>

# 1 Úvod

Elektrokardiografie je jedna z nejdůležitějších diagnostických metod ke sledování správné funkce srdce. Nepoužívá se jen v klinickém prostředí, ale stále více je využívána na osobní zdravotní péči a monitorování životních funkcí v domácnosti nebo v oblasti sportu. V této aplikaci je zařízení určeno k využití v oblasti sportu (zejména v automobilovém) a komunikuje se svým okolím pomocí bezdrátové technologie.

Pro EKG měření se tradičně využívají vodivé elektrody, které mají přímý kontakt s kůží. S kůží jsou spojeny pomocí vodivého gelu, který poskytuje přímý rezistivní (odporový) kontakt s kůží monitorované osoby. Tyto elektrody, ale mají mnoho nevýhod, které nejsou optimální pro dlouhodobé monitorování. Z hlediska dlouhodobého monitorování způsobují nepohodlí měřené osoby. Dále v důsledku vysychání vodivého gelu a povrchové degradaci elektrod se s časem může zhoršovat přenos signálu na rozhraní kůže a elektrody. Mohou také způsobovat podráždění kůže, alergickou reakci na kov a v krajních případech může vést až k tlakové nekróze. Zvláště pak děti reagují velmi citlivě na tento druh elektrod. A v neposlední řadě je jejich jednorázové použití velmi drahé.

Jako alternativa ke klasickým kontaktním elektrodám mohou sloužit izolované kapacitní elektrody, které snímají EKG signál bez vodivého kontaktu s kůží monitorované osoby. Mohou také snímat EKG signál přes tenkou vrstvu oblečení. Na rozdíl od kontaktních vodivých elektrod je povrch kapacitní elektrody elektricky izolovaný a zůstává stabilní i při dlouhodobém použití. Proto jsou tyto elektrody ideální k použití jako integrované v objektech. Tyto objekty mohou být například používány v oblasti automobilového průmyslu (sedadlo auta, chránič páteře).

Z těchto důvodů, založeno na měřicích principech izolovaných elektrod, je vytvořen bezdrátový, bateriemi napájený biotelemetrický systém snímající elektrokardiografický signál, tepovou frekvenci a dechovou frekvenci.

## 2 Životní funkce

Důležité životní funkce snímají vestavěné senzorové systémy. Senzorové systémy mohou snímat biologické i mechanické veličiny, které vyhodnocují aktuální fyzický stav snímané osoby. Monitorováním životních funkcí je umožněno reagovat na poruchy a změny vyvolané aktuálním stavem snímané osoby a předejít tak nežádoucím změnám zdravotního stavu a následnému ohrožení života.

Následující kapitola pojednává o biologických a mechanických veličinách, které mohou být v rámci vestavěného senzorového systému snímány. Je rozebrán fyziologický základ biologických a mechanických veličin a následně jsou pro diagnostiku snímané osoby vybrány nejvhodnější veličiny.

Životní funkce, které jsou nejčastěji monitorovány, jsou elektrická aktivita srdce, která se snímá diagnostickou metodou elektrokardiografie, a krevní tlak, který je měřen neinvazivním způsobem na paži naloženou manžetou. Dále je měřeno nasycení krve kyslíkem, tedy obsah kyslíku v kapilární krvi.

Dalšími monitorovanými životními funkcemi popisujícími fyzický stav člověka jsou tepová frekvence, dechová frekvence a teplota. Při dlouhodobém snímání je umožněno také sledovat míru stresu, hluk okolí, pohyb snímané osoby.

### 2.1 Bioelektrické signály

#### 2.1.1 Elektrické děje

Pro stanovení rovnováhy na buněčné membráně jsou zapotřebí tři vlastnosti částic: elektrický náboj, koncentrace a osmotická aktivita. Buněčná membrána je semipermeabilní, to znamená, že je propustná pouze pro některé částice. Buněčná membrána je nepropustná například pro koloidní částice, tedy pro nitrobuněčné proteiny. [1][12]

Na vnitřní straně membrány je vyšší osmotický tlak. Tento tlak se vyrovná propuštěním odpovídajícího množství vody z vnější strany membrány. Uvnitř buňky je vyšší koncentrace makromolekul proteinů, jejich přítomnost vede k nerovnoměrnému rozložení difuzibilních iontů na obou stranách membrány. Aby došlo k dosažení elektroneutality, vyrovnávají se toky difuzibilních iontů draslíku  $K^+$  a iontů chloru  $Cl^-$ . Na membráně pak vznikne rovnovážný stav. Tento rovnovážný stav se nazývá Gibbsova-Donnanova rovnováha (2.1). [11][12][14]

$$\frac{RT}{F} \ln \left[ \frac{K^+}{K^+} \right]_e = - \frac{RT}{F} \ln \left[ \frac{Cl^-}{Cl^-} \right]_e \quad (2.1),$$

kde  $R$  je plynová konstanta,  $T$  je teplota ve stupních Kelvina,  $F$  je Faradayův náboj, indexy  $e$  a  $i$  označují koncentraci iontů na vnější (extra) a vnitřní (intra) straně membrány.

Výsledkem elektrochemických dějů na buněčné membráně je klidový membránový potenciál. Tento potenciál vzniká jako rozdíl elektrického potenciálu nebiologické membráně. Je to napětí na polarizované semipermeabilní membráně, které vzniká důsledkem působení elektrochemického gradientu protonů a iontů. Molekuly rozpustné v tucích a molekuly, které jsou slabě polarizovány, mohou volně procházet přes membránu. Ale většina látek nemůže semipermeabilní membránou procházet volně. Nabitě částice mohou procházet membránou, pokud existuje kanál, kterým by mohly projít, nebo pokud existuje specifický přenašeč. Z tohoto důvodu dochází k nerovnoměrnému rozdělení iontů vně a uvnitř membrány. [11][12][14][19]

V klidových podmínkách je membrána propustná i pro sodné ionty  $\text{Na}^+$ . Sodné ionty  $\text{Na}^+$  nejsou propouštěny do buňky a vzniká tak rozdíl v elektrickém potenciálu buňky, který není kompenzován přesunem  $\text{Na}^+$  a vzniká koncentrační gradient  $\text{Na}^+$ . Pohyb iontů chlóru  $\text{Cl}^-$  je omezen elektrickým gradientem. Draselné ionty  $\text{K}^+$ , které jsou difuzibilní, jsou v buňkách kumulovány sodíko-draselnou pumpou. Podle svého koncentračního gradientu difundují z buňky. Při stanovení rovnováhy v pohybu všech iontů je membránový potenciál přibližně roven rovnovážnému potenciálu pro  $\text{K}^+$ . Hodnotu klidového membránového potenciálu  $E_m$  určuje Goldman-Hodgkin-Katzova rovnice (2.2).

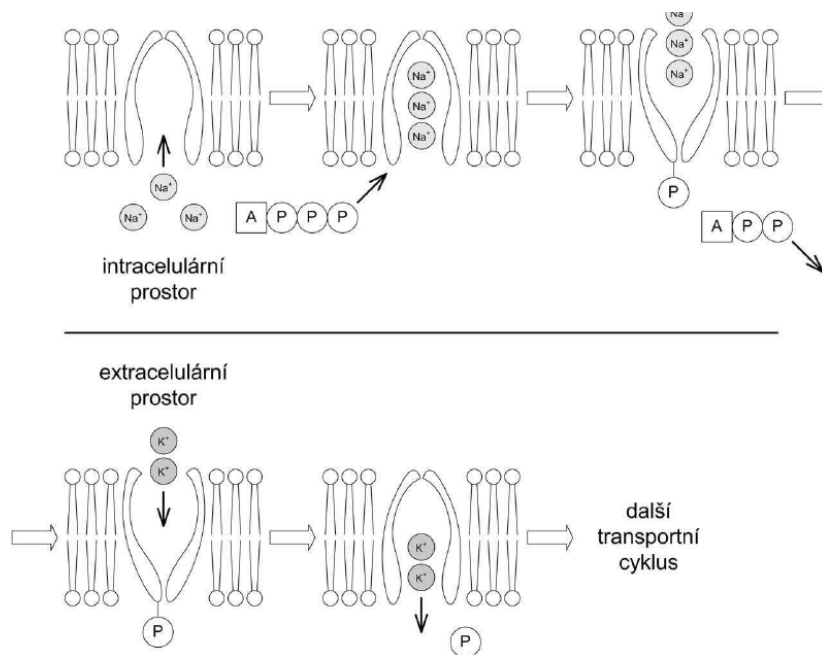
$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_k \left[ \text{K}^+ \right]_e + P_{\text{Na}} \left[ \text{Na}^+ \right]_e + P_{\text{Cl}} \left[ \text{Cl}^- \right]_i}{P_k \left[ \text{K}^+ \right]_i + P_{\text{Na}} \left[ \text{Na}^+ \right]_i + P_{\text{Cl}} \left[ \text{Cl}^- \right]_e} \quad (2.2),$$

kde  $R$  je plynová konstanta,  $T$  je teplota ve stupních Kelvina,  $F$  je Faradayův náboj, indexy  $e$  a  $i$  označují koncentraci iontů na vnější (extra) a vnitřní (intra) straně membrány,  $P$  je poměrná propustnost membrány pro jednotlivé ionty. Rovnice bere v úvahu transport chloridových iontů  $\text{Cl}^-$  z buňky a nízkou propustnost membrány pro sodné ionty  $\text{Na}^+$ .

Mezi vnější a vnitřní částí cytoplasmatické membrány existuje klidový membránový potenciál. Hodnota klidového membránového potenciálu je -30 mV až -90 mV. U většiny neuronů v lidském těle je jeho hodnota -70 mV až -90 mV. Rozdíl koncentrací iontů vně a uvnitř buňky způsobuje, že vnitřní povrch membrány nese záporný náboj a vnější povrch membrány nese kladný náboj. Klidový membránový potenciál je výsledkem rovnováhy, která se stanoví na základě elektrického a koncentračního gradientu jednotlivých iontů. [12][16][17]

### 2.1.2 Akční potenciál

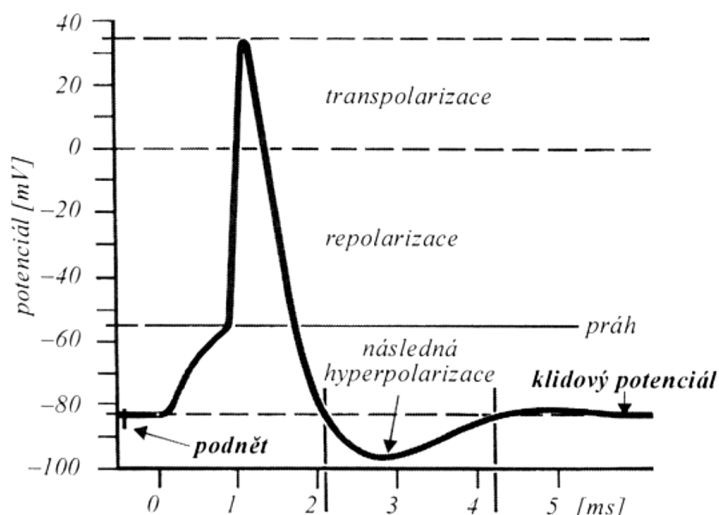
V buňce působí na napětí vnitřní a vnější vlivy. Na membráně napětí rychle kolísá v rozpětí několika mV. Pokud na membráně napětí stoupne nad určitou hodnotu, otevřou se tzv. sodíkové kanály v cytoplasmatické membráně, které umožní snadný přesun sodných iontů  $\text{Na}^+$  skrz membránu (Obr. 1). [11][12][17]



Obr. 1 Iontové kanály řízené napětím [12]

Vně buňky je větší koncentrace sodných iontů  $\text{Na}^+$  a proto se sodné kationty  $\text{Na}^+$  začnou přesouvat dovnitř buňky. Napětí v buňce stoupne na +30 mV, převrátí se a nastává tzv. proces depolarizace. Přesun sodíku je umožněn při napětí, které se nazývá akční potenciál (Obr. 2). Akční potenciál má zásadní význam pro šíření signálu v kosterních a nervových buňkách. [12]

Po dosažení kladného napětí okolo +30 mV se sodíkové kanály uzavřou a membránový potenciál se vrátí na hodnotu klidového membránového potenciálu. Po určitou dobu je tvorba akčního potenciálu blokována a pro vznik nového akčního potenciálu je třeba silnější depolarizace.



Obr. 2 Průběh akčního potenciálu [12]

## 2.2 Biopotenciálové elektrody

Biopotenciálové elektrody slouží ke snímání, zpracování a záznamu elektrického potenciálu živého organismu a jsou vhodné pro připojení k měřicímu přístroji. Lidské tělo je vodičem druhého druhu. Vede elektrický proud prostřednictvím volných iontů extracelulární a intracelulární tekutiny. V elektrotechnice se využívají vodiče prvního druhu, nejčastěji kovy, které vedou proud volnými elektrony. Biopotenciálové elektrody musí umožňovat vodivé spojení těchto dvou vodičů. [12][15][29]

Nejčastěji se využívají povrchové elektrody, kdy jako elektrolyt využívají solný roztok. Biopotenciálové elektrody jsou aktivními snímači (zdrojem elektrické energie, signálu). Elektrické vlastnosti elektrod jsou dány konstrukčními parametry a místem snímání. [12][15][29]

Všeobecné požadavky na biopotenciálové elektrody:

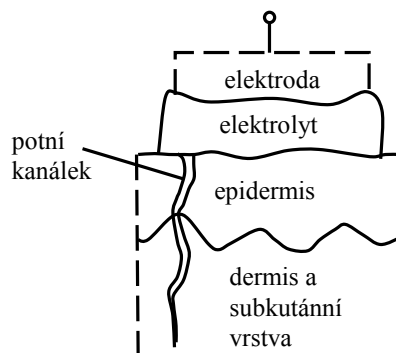
- kvalitní vodivé spojení tkáně a diagnostického přístroje (elektrokardiografu),
- nesmí dráždit kůži,
- materiál elektrod nesmí korodovat,
- musí být sterilní, popř. dát se dezinfikovat či sterilovat.

Pro krátkodobé snímání EKG záznamu se používají stříbrné elektrody prvního druhu. Využívá se provedení ze slitiny stříbro - nikl (80% Ag, 20% Ni), která je mechanicky odolná. [12][15][29]

Pro dlouhodobé snímání EKG záznamu využíváme stříbro - chloridové elektrody pro potlačení polarizace. Jsou to elektrody druhého druhu. Tvoří je stříbrný drátek nebo plíšek pokrytý vrstvou chloridu stříbrného. Jako elektrolyt se užívá vodný roztok s obsahem chloridových iontů. [12][15][29]

Při snímání biopotenciálu pokožky vzniká kromě potenciálového rozhraní elektroda - elektrolyt ještě další rozhraní mezi elektrolytem a horní vrstvou pokožky. Lidská kůže má tři hlavní části, horní vrstvu epidermis, následuje dermis a spodní subkutánní vrstvu, viz Obr. 3. Epidermis je suchá a méně vodivá než dermis a subkutánní vrstva, které obsahují více vody. [12][15][29]

Při špatném přiložení elektrod a využití špatného elektrolytu dojde ke vzniku vysoké impedance rozhraní elektroda - kůže a tím ke špatnému přenosu. V záznamu se objeví rušivé artefakty. [12]



**Obr. 3 Náhradní obvod elektrody v kontaktu s pokožkou [12]**

## 2.3 Artefakty

Artefakty jsou jevy, které nemají fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Jsou způsobeny fyziologickými a vnějšími vlivy a v záznamu jsou nechtěné. [12][15]

### 2.3.1 Technické (fyzikální) artefakty

Elektrostatické potenciály – nízká jakost elektrod, špatný kontakt elektroda – kůže, pohyb předmětů z elektrostatických materiálů (silonové prádlo, hřeben, ...).

Síťový brum – napětí síťového kmitočtu a jeho harmonické složky (odstraníme filtrem).

Impulsní rušení – způsobuje blízkost motorků (např. holicí strojek), zapínání přístrojů napájených ze stejné energetické sítě, přepínání svodů.

Nedostatečné stínění magnetických polí – projevuje se zejména v biomagnetismu.

Šum elektronických obvodů – dominantní je vliv vstupních obvodů biozesilovačů. Při digitalizaci se také uplatní kvantizační šum. [1][12][15]

### 2.3.2 Biologické artefakty

Biologické artefakty jsou pohybové artefakty. Projevují se např. u snímání elektrookulagramu, kde jsou způsobené mrkáním. U snímání elektrokardiogramu způsobuje artefakty pohyb dýchacího svalstva. U elektroencefalogramu může elektrokardiografický signál falešně naznačovat hrot. U snímání elektromyogramu jsou pohybové artefakty přítomny při epileptických záchvatech (křečové stavy), žvýkání, pohybu hlavy. [12][15]

## 2.4 Typy biologických signálů

Biologický signál je fyzikální veličina, která má svůj původ v živém organismu. Z fyzikálního hlediska se biologické signály rozlišují podle původu a vzniku.

**Bioelektrické signály** jsou výsledkem elektrických dějů probíhajících na membráně dráždivých buněk. Působí-li na buňku stimul silnější než je její prahová hodnota dráždění, generuje buňka akční potenciál. Lidské tělo je dobrým vodivým prostředím, lze tedy bioelektrické signály vznikající činností vnitřních orgánů snímat pomocí povrchových elektrod. Při snímání a zpracování je nejdůležitější rozkmit signálu (napětí špička – špička Upp) a využívané frekvenční pásmo. Příkladem je EKG, EEG, EMG a další. [12][15]

**Biomagnetické signály** – při šíření akčního potenciálu protékají tělem lokální proudy. Tyto proudy generují velmi slabá magnetická pole některých orgánů (např. srdce, mozek). Snímání těchto polí poskytuje informace, které jsou spojovány se specifickými fyziologickými aktivitami a které nejsou obsaženy v jiných biosignálech. Měření těchto biosignálů je náročné, neboť intenzity rušivých polí (např. geomagnetické pole země) jsou několikanásobně vyšší. Pro neinvazivní a bezkontaktní měření biomagnetických polí lze použít supravodivý kvantový magnetometr (SQUID), umístěný v prostředí dobře odstíněném od rušivých polí. [12][15]

**Bioimpedanční signál** se získává povrchovými nebo vpichovými elektrodami při aplikaci malých proudů (20  $\mu$ A až 2 mA) na frekvencích 50 kHz až 1 MHz. Není tedy spontánním projevem organismu. Vlastnosti tkání, jako druh tkáně, objem, prokrvení apod., je možné popsat pomocí bioimpedančního signálu. [12][15]

**Bioakustické signály** - některé fyziologické jevy doprovází nebo vytváří akustické signály nebo akustický šum. Měření těchto signálů přináší další informace při hodnocení funkce významných orgánů. Snímání akustických biosignálů realizujeme mikrofony nebo akcelerometry. Dynamický rozsah fonokardiografického signálu je 80 dB, nejmenší snímáný akustický tlak je asi 100  $\mu$ Pa. Frekvenční rozsah tohoto signálu je 5 – 2000 Hz. [12][15]

**Biochemické signály** - informují o koncentracích látek v tkáních organismu a o jejich pH. Nejčastěji je měřeno nasycení krve kyslíkem, koncentrace, parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitého v krvi a jejich koncentraci v dechových plynech. [12][15]

**Biooptické signály** - jsou výsledkem pozorování optických vlastností. Okysličení krve a saturace krve kyslíkem, je hodnoceno měřením přímého a odraženého světla různých vlnových délek po průchodu tkání. K hodnocení srdečního výdeje se využívá barvivová diluční technika, která monitoruje výskyt necirkulujícího barviva v krevním toku. [12][15]

**Biomechanické signály** - mezi biomechanické signály řadíme polohové výchylky, rychlosti, zrychlení, průtoky a tlaky, které vznikají mechanickou funkcí nebo činností organismu. Měření těchto signálů vyžaduje přesné umístění snímače. Nejčastěji měřenými biomechanickými signály jsou krevní tlak, respirační frekvence, srdeční výdej a objem tkání. [12][15]

**Ostatní biologické signály** - dalšími signály, které podávají informace o organismu, jsou tepelné, radiologické a ultrazvukové biosignály. Tepelné biosignály spojitého nebo diskrétního charakteru nesou informace o teplotě tělesného jádra nebo rozložení teplot na povrchu organismu. Radiologické biosignály vznikají interakcí ionizujícího záření s biologickými strukturami. Ultrazvukové biosignály vznikají interakcí ultrazvukového vlnění s tkáněmi organismu. [12][15]

## 3 Přenos dat a zpracování signálu

### 3.1 Signál, jeho význam a popis

Děje jsou spojitě v čase i v hodnotách veličin, kterými je můžeme kvalitativně i kvantitativně hodnotit. Digitální technika, která je považována za diskrétní v obou dimenzích, je ve své podstatě popsána spojitými veličinami. Jevy, které vnímáme, hodnotíme prostřednictvím informací, které o něm získáváme. Ty zpracovává náš mozek. Informace se poté přenášejí. Nositelem informací jsou fyzikální veličiny. Fyzikální veličina, která nese informaci, se nazývá signál. Hodnoty veličin, respektive signály, mohou být proměnné v závislosti na čase, například napětí v rozvodné síti se periodicky mění 50x za sekundu, v závislosti na souřadnicích, například potenciál v elektrickém poli, a dále závisí na mnoha dalších parametrech. [10][22]

### 3.2 Dělení signálů

Signály dělíme na:

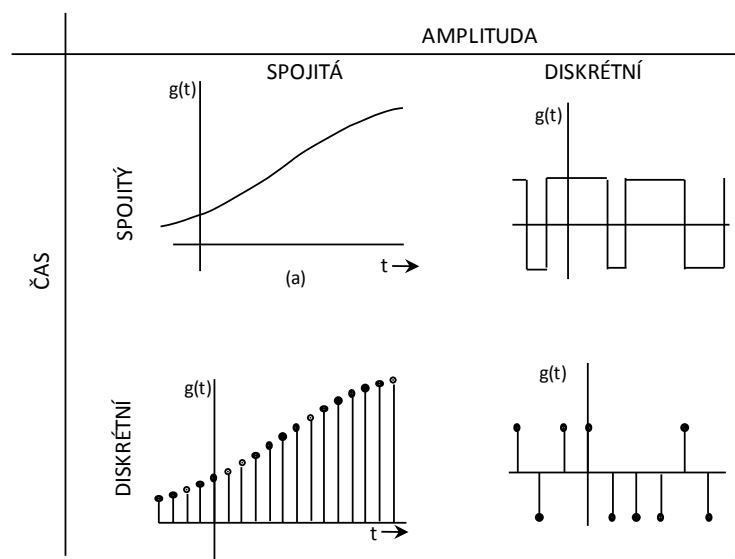
- Deterministické (určené v každém okamžiku funkcí veličiny)
  - Přechodné, přechodové (neperiodické – nekonečně dlouhá perioda)
  - Kvaziperiodické (složené z harmonických – jejich celých násobků)
  - Periodické (opakující se)
    - Harmonické ( $\sin(\omega t)$ ,  $\cos(\omega t)$ ,  $e^{j\omega t}$ )
    - Neharmonické (ostatní nejmenované periodické signály)
- Stochastické (náhodné)
  - Harmonické ( $\sin(\omega t)$ ,  $\cos(\omega t)$ ,  $e^{j\omega t}$ )
  - Neharmonické (ostatní nejmenované periodické signály)

Druhým hlediskem pro dělení signálů je dělení podle jejich spojitosti:

- V amplitudě
  - Spojité
  - Diskrétní
- V čase
  - Spojité
  - Diskrétní

Každý z uvedených druhů signálů má svá specifika. Signál spojitý v čase a v amplitudě je nejčastější a přirozený signál, se kterým se setkáváme. Tyto signály jsou tvořené přírodou. Signál diskrétní v amplitudě a spojitý v čase je například signál na výstupu logických hradel. Mezi tyto signály patří také signály na výstupu analogových převodníků. Signál, který je diskrétní v čase a spojitý v amplitudě je výsledkem vzorkovacího obvodu. [10][22]





Obr. 4 Druhy signálu [10]

### 3.3 Analogové a číslicové signály

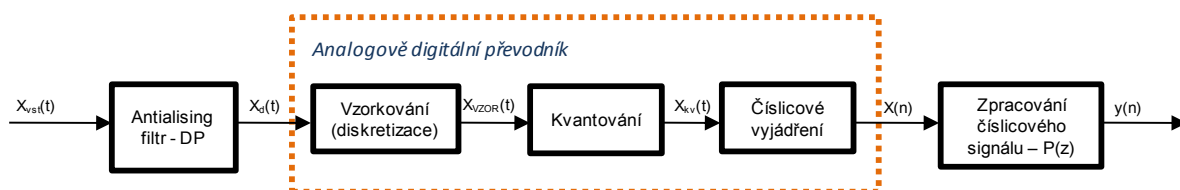
Analogový signál je takový signál, který je spojitý v čase i amplitudě. Je-li veličina spojitá pouze v amplitudě, pak se jedná o spojitě posloupnosti. Analogový signál poskytuje možnost měřit ho teoreticky s nekonečným rozlišením. Prakticky je omezen šumem okolí, který od určitého rozlišení zkresluje informaci o vlastnostech takového signálu. [10][22]

Číslicový signál je diskretní v čase i v amplitudě a jeho hodnoty mohou být vybrány z konečného počtu. Není ovšem přirozenou formou signálu a zpravidla je tvořen člověkem pro jeho výhodné vlastnosti. Na rozdíl od analogového signálu je odolnější vůči rušení a lze ho jednodušeji rekonstruovat. Pro zpracování a přenos je možno využít programovatelné prostředky (mikroprocesory, PC a další). Výhodou číslicového signálu je možnost hromadného uchování a komprese informací v nich uložených a bezztrátová reprodukce. [10][22]

Mezi nevýhody zpracování číslicových signálů patří, že pro zpracování analogových dat je nutný převod do digitální formy, kdy se uplatňuje zpoždění a konečné rozlišení. Požaduje-li se zpracování neelektrických veličin, je zpravidla nutný jejich mezipřevod na veličiny elektrické. [5][21]

### 3.1 Sběr a předzpracování

Zpracování signálu je extrakce požadované informace, jež může být skryta v signálu. Většina reálných signálů je analogových. Počítač zpracovává číslicový signál. Biologické záznamy se zpracovávají tak, že se signál co nejvíce napodobuje (vizuální analýza). Druhá možnost vychází z matematického zpracování křivek. K takto získaným výsledkům v různé abstraktní formě se pak hledají biologicko-klinické korelace. [10]



Obr. 5 Blokové schéma číslicového zpracování dat

### 3.1.1 Analogově-digitální převod

Protože hodnocený signál nabývá spojitých hodnot je nutné pro zpracování signálu v číslicové oblasti provést jeho konverzi. Tuto konverzi z analogového signálu na číslicový zajišťují analogově-digitální převodníky.

Převod spojitého signálu na diskrétní se skládá ze dvou fází. Nejprve se provede vzorkování signálu, a potom následuje kvantování.

#### *Vzorkování – diskretizace*

Vzorkování je náhrada spojitého signálu systémem diskrétních bodů, v nichž se soustředí fyzikální parametry popisující stav či vlastnosti příslušného místa signálu. Nejčastěji interpretujeme výstupní posloupnost čísel z A/D převodníku jako velikosti vstupního signálu v určitých okamžicích (většinou s konstantním rozestupem). Dostatečně rychlým vzorkováním lze dosáhnout toho, že vzorkovaný signál neztrácí vůči vstupnímu žádnou informaci. To umožňuje Shannon-Kotělnikovův teorém:

$$f_v \geq 2 \cdot f_{\max} \quad (3.1)$$

kde  $f_v$  je vzorkovací frekvence a  $f_{\max}$  je frekvence nejvyšší obsažené přenášené harmonické složky. Obvykle se při vzorkování využívá 10 krát vyšší frekvence, než je předpokládaná frekvence.

Pokud se v původním spojitém signálu vyskytuje frekvence vyšší, než je polovina vzorkovací frekvence dojde, podle Shannonova teorému, k nevratnému zkreslení signálu díky jevu nazývanému aliasing. Aliasingu se dá předejít antialiasing filtrem, což je dolní propust zařazená před převodníkem. Ta nedovolí frekvencím vyšším než je polovina vzorkovací frekvence vstoupit do převodníku. [10][22]

#### *Kvantování*

Kvantování je diskretizace oboru hodnot signálu. Převádí analogový signál na kvantovaný. Na výstupu je tedy diskrétní počet hodnot. Výstupní signál se odvozuje ze vstupní hodnoty a chyby, která vznikla kvantováním.

Vzorku je při kvantování přiřazena daná hodnota. Kvantované hodnoty se ve většině případů liší od skutečných navzorkovaných hodnot. Vzdálenost mezi kvantovanými a původními navzorkovanými body udává velikost kvantizační chyby. Velikost této chyby se pohybuje v intervalu  $+1/2$  až  $-1/2$  kvantizační úrovně. Kvantizační úroveň A/D převodníku je zpravidla rovna  $N$ -té mocnině čísla 2, protože se digitální signál zpravidla zpracovává na zařízeních pracujících ve dvojkové číselné soustavě. Na kvantovaný signál pak lze vyjádřit v  $N$  bitech. [10][22]

## 3.2 Přenos signálu

### 3.2.1 Bluetooth

Bluetooth je bezdrátová komunikační technologie sloužící k bezdrátovému propojení mezi dvěma a více elektronickými zařízeními, jakými jsou například mobilní telefon, PDA, osobní počítač. Technologie Bluetooth je definovaná standardem IEEE 802.15.1. Spadá do kategorie osobních počítačových sítí, tzv. PAN (Personal Area Network).

Bluetooth se vyskytuje v několika vývojových verzích, z nichž v současnosti nejvíce využívaná nese označení 2.0 a je implementována ve většině Bluetooth zařízení jako jsou např. mobilní telefony, notebooky, ale i například LCD/plasma TV. V současné době je nově

vyvinuto rozhraní bluetooth 4.0, dosah až 100 metrů, menší spotřeba elektrické energie a podpora šifrování. Rozhraní se používá převážně pro připojení příslušenství (headsetů) a přenosu dat, ale také se dá využít např. pro propojení PC s mobilem a následný přístup na internet přes mobilní telefon.

Zařízení se dělí dle výkonnosti následujícím způsobem:

- Třída 1. - max. výkon 100mW - dosah 100 metrů
- Třída 2. - max. výkon 2,5mW - dosah 10 metrů
- Třída 3. - max. výkon 1mW - dosah 1 metr

Přenosové rychlosti standardů:

- Bluetooth 1.2 - 1Mb/s
- Bluetooth 2.0 + EDR - 3Mb/s
- Bluetooth 3.0 + HS - 24Mb/s
- Bluetooth 4.0 - 24Mb/s

Bluetooth pracuje v ISM pásmu 2,4 GHz (stejném jako u Wi-Fi). K přenosu signálu se využívá metody frekvenčního přeskokování FHSS, kdy během jedné sekundy je provedeno 1600 skoků (přeladění) mezi 79 frekvencemi s rozestupem 1 MHz. Tento mechanismus zvyšuje odolnost spojení vůči rušení na stejné frekvenci. Je definováno několik výkonových úrovní (2,5 mW, 10 mW, 100 mW) s nimiž je umožněna komunikace do vzdálenosti cca 10 – 100 m. Udávané hodnoty ovšem platí jen ve volném prostoru. Pokud jsou mezi komunikujícími zařízeními překážky (typicky například zdi), dosah rychle klesá. Většinou ovšem nedochází ke skokové ztrátě spojení, ale postupně se zvyšuje počet chybně přenesených paketů.

Přenosová rychlost se pohybuje okolo 720 kb/s (90 kB/s) a je možné vytvořit datový spoj symetrický případně asymetrický, kdy přenosová rychlost při příjmu (downlink) je vyšší než při odesílání (uplink). Jednotlivá zařízení jsou identifikována pomocí své adresy BD\_ADDR (BlueTooth Device Address). [8][23][25][28]

### 3.2.2 WiFi

Wi-Fi označení pro několik standardů IEEE 802.11 popisujících bezdrátovou komunikaci v počítačových sítích. Název původně neměl znamenat nic, ale časem se z něj stala slovní hříčka wireless fidelity (bezdrátová věrnost). Původním cílem Wi-Fi sítí bylo zajišťovat vzájemné bezdrátové propojení přenosných zařízení a dále jejich připojování na lokální síť. S postupem času začala být využívána i k bezdrátovému připojení do sítě Internet v rámci rozsáhlejších lokalit a tzv. hotspotů. Wi-Fi zařízení jsou dnes prakticky ve všech přenosných počítačích a i v mobilních telefonech. Úspěch Wi-Fi přineslo využívání bezlicenčního pásma, což má negativní důsledky ve formě silného zarušení příslušného frekvenčního spektra a dále častých bezpečnostních incidentů.

Bezdrátová síť může být vybudována různými způsoby v závislosti na požadované funkci. Ve všech případech hraje klíčovou roli identifikátor SSID (Service Set Identifier), což je řetězec až 32ASCII znaků, kterými se jednotlivé sítě rozlišují. SSID identifikátor je v pravidelných intervalech vysílán jako broadcast, takže všichni potenciální klienti si mohou snadno zobrazit dostupné bezdrátové sítě, ke kterým je možné se připojit (tzv. asociovat se s přístupovým bodem). Nejjednodušším způsobem, jak bezdrátovou síť skrýt, je zamezit vysílání SSID. Připojující se klient pak musí SSID předem znát, jinak se nedokáže k druhé straně připojit. Protože je však SSID při připojování klienta přenášeno v čitelné podobě, lze ho snadno zachytit a skrytou síť odhalit.

Problém bezpečnosti bezdrátových sítí vyplývá zejména z toho, že jejich signál se šíří i mimo zabezpečený prostor bez ohledu na zdi budov, což si mnoho uživatelů neuvědomuje. Dalším problémem je fakt, že bezdrátová zařízení se prodávají s nastavením bez jakéhokoliv zabezpečení, aby po zakoupení fungovala ihned po zapojení do zásuvky. Nezaný host se může snadno připojit i do velmi vzdálené bezdrátové sítě jen s pomocí směrové antény, i když druhá strana výkonnou anténu nemá. Navíc většina nejčastěji používaných zabezpečení bezdrátových sítí má jen omezenou účinnost a dá se snadno obejít.

Zablokování vysílání SSID sice porušuje standard, ale je nejjednodušším zabezpečením bezdrátové sítě pomocí jejího zdánlivého skrytí. Klienti síť nezobrazí v seznamu dostupných bezdrátových sítí, protože nepřijímají broadcasty se SSID. Bohužel při připojování klienta k přípojnému bodu je SSID přenášen v otevřené podobě a lze ho tak snadno zachytit. Při zachytávání SSID při asociaci klienta s přípojným bodem se používá i provokací, kdy útočník do bezdrátové sítě vysílá rámce, které přinutí klienty, aby se znovu asociovali.

Přípojný bod bezdrátové sítě má k dispozici seznam MAC adres klientů, kterým je dovoleno se připojit. Útočník se může vydávat za stanici, která je již do bezdrátové sítě připojena pomocí nastavení stejné MAC adresy (pokud je na AP tato funkce aktivní).

Přístupový bod vyžaduje autentizaci pomocí protokolu IEEE 802.1X. Pro ověření je používán na straně klienta program, který nazýváme prosebník (suplikant), kterému přístupový bod zprostředkuje komunikaci s třetí stranou, která ověření provede (například RADIUS server). Za pomoci 802.1X lze odstranit nedostatky zabezpečení pomocí WEP klíčů.

Šifrování komunikace pomocí statických WEP klíčů (Wired Equivalent Privacy) symetrické šifry, které jsou ručně nastaveny na obou stranách bezdrátového spojení. Díky nedostatkům v protokolu lze zachycením specifických rámců a jejich analýzou klíč relativně snadno získat. Pro získání klíčů existují specializované programy.

Kvůli zpětné kompatibilitě využívá WPA (Wi-Fi Protected Access) WEP klíče, které jsou ale dynamicky bezpečným způsobem měněny. K tomu slouží speciální doprovodný program, který nazýváme prosebník (suplikant). Z tohoto důvodu je možné i starší zařízení WPA vybavit.

Autentizace přístupu do WPA sítě je prováděno pomocí PSK (Pre-Shared Key – obě strany používají stejnou dostatečně dlouhou heslovou frázi) nebo RADIUS server (ověřování přihlašovací jménem a heslem). Novější WPA2 přináší kvalitnější šifrování (šifra AES), která však vyžaduje větší výpočetní výkon a proto nelze WPA2 používat na starších zařízeních.

Kompatibilitu zařízení zaručuje certifikační proces; zařízení, která tuto certifikaci získala, bývají označena logem Wi-Fi aliance. [13][26]

## 4 Měřené veličiny pro biotelemetrický systém

Pro biotelemetrický systém vestavěný v chrániči páteře byly vybrány metody měření životních funkcí, které jsou umožněny měřit na zádech snímané osoby. Pro měření byly zvoleny metody měření elektrokardiografického signálu, měření tepové frekvence a měření dechové frekvence. V páteřovém chrániči jsou dále zabudovány další vestavné systémy, jako je GPS navigace a měření zrychlení a polohy, které jsou řešeny v dalších diplomových pracích studentů.

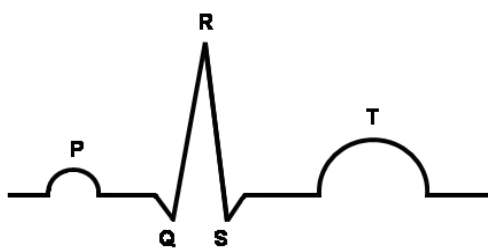
### 4.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (dále jen EKG) je jednoduchá, nenáročná a neinvazivní diagnostická metoda umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce. Záznam časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou se nazývá elektrokardiogram. EKG je základem funkčního vyšetření elektrické aktivity srdečního svalu. Elektrický signál vytvářený srdečními svalovými vlákny se šíří všemi směry, protože tělesné tkáně jsou dobrými elektrickými vodiči. Signál proniká do okolních orgánů a dosahuje až ke kůži s malým zeslabením. Proto lze EKG záznam pořídít prakticky kdekoli na povrchu lidského těla. [1][12]

#### 4.1.1 Vznik a průběh elektrokardiogramu

Elektrické pole srdce vzniká šířením akčního potenciálu převodním systémem srdečním a okolní svalovinou. Měřením potenciálů tohoto pole pomocí elektrod získáme záznam elektrického pole srdce.

Impuls pro kontrakci vzniká v uzlu předšínovém v oblasti pravé předšíně. Tento signál je malý a v záznamu EKG nezaznamenatelný. Dále nastává depolarizace předšíní počínající kontrakce, která se na EKG záznamu projeví, jako vlna P. Následuje repolarizace předšíní, kterou nerozpoznáme, protože je zastíněna depolarizací komor. Depolarizace komor je zaznamenána jako komplex QRS a následná repolarizace komor jako vlna T (Obr. 6).



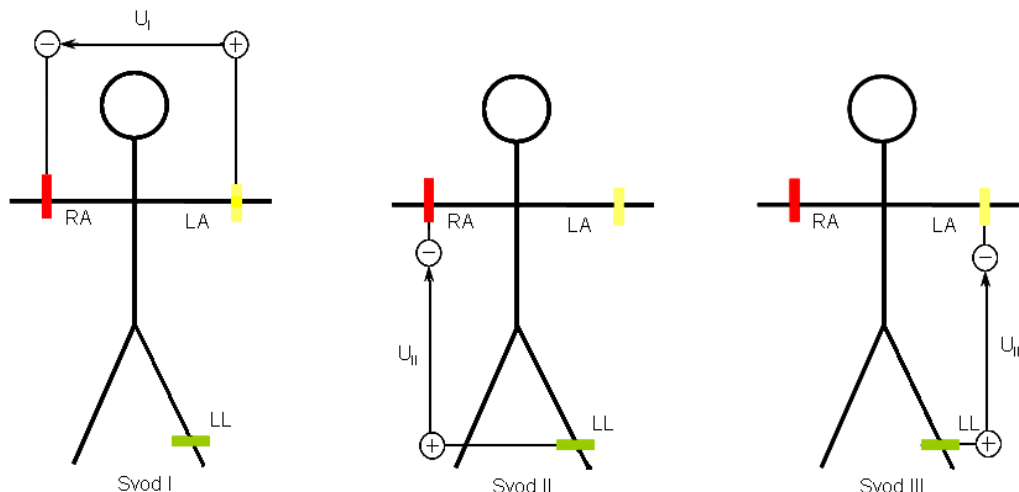
Obr. 6 Křivka EKG

Elektrickou aktivitu srdce zaznamenáváme elektrokardiografem. Během každého cyklu elektrické aktivace se vytváří elektrické pole, které přístroj zaznamenává systémem elektrokardiografických svodů z povrchu těla a vykresluje elektrokardiogram v závislosti na čase.

EKG se snímá z unipolárních svodů dle Einthovena, bipolárních svodů dle Goldbergera a z hrudních svodů dle Wilsona. EKG bude měřeno dle konvence Einthovena. Einthovenovy končetinové svody zaznamenávají rozdíly elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami na končetinách, viz Obr. 7. Pravá ruka se označuje písmenem R (z angl. right, standardně označena červenou barvou) a levá ruka písmenem L (left, žlutá barva), pak signál R-L označujeme jako I Einthovenův svod. Třetí elektroda se upevňuje poblíž kotníku levé nohy a označuje se písmenem F (foot, zelená barva). Rozdíl potenciálů F-R označujeme jako II Einthovenův svod a rozdíl potenciálů

F-L jako III Einthovenův svod. Elektroda N (neutrální, černá barva) se připojuje na pravou nohu a do snímání se nezapočítává, slouží jako uzemnění.

Bipolárně zapojené Einthovenovy svody I, II, III tvoří strany rovnostranného tzv. Einthovenova trojúhelníka. Jeho vrcholy vytvářejí elektrody R, L a F, vznikne tak souřadný systém tří os natočených o 60 stupňů, do kterého se promítá vektor srdeční osy. [1][4][29]



**Obr. 7 Bipolární končetinové svody podle Einthovena**

Pro měření bude využit Svod I, tedy elektrody RA a LA. Průběh EKG je v tomto svodu nejlépe viditelný. Elektrody však nejsou umístěny na končetinách, ale jsou posunuty blíže k oblasti srdeční. Snímají signál z oblasti na zádech na úrovni hrudního obratle TH6, každá je vzdálena od páteře asi 5 cm.

#### 4.1.2 Technické požadavky

Podoba elektrokardiografického záznamu je standardizována. Základní citlivost elektrokardiografu je 10 mm/mV. Časové měřítko je dáno posuvnou rychlostí záznamového materiálu. Posuvná rychlost je 25 mm/s a 50 mm/s. Zesílení elektrokardiografu je řádově několik tisíc.

Dolní mezní frekvence přenášeného pásma kmitočtů pro záznam elektrokardiogramu je 0,05 Hz pro diagnostické účely, 0,5 Hz pro monitorování. Horní mezní frekvence je 100 Hz a leží v oblasti elektromagnetických artefaktů. Tyto artefakty omezíme tak, že monitorovaný pacient bude při vyšetření v klidu. Při dlouhodobém monitorování nebo zátěžových testech se používá horní mezní frekvence 30 - 50 Hz. Odfiltrováno musí být také rušení síťové o frekvenci 50 Hz.

Na vstupní impedanci nejsou kladeny velké požadavky, protože se používají velkoplošné elektrody. Vstupní odpor činí řádově 300 kΩ. Pokud se ale nemá uplatnit přechodový odpor elektrod při nežádoucím síťovém rušení, musí být vstupní odpor podstatně vyšší. Proto vstupní odpor současných elektrokardiografů bývá 10 MΩ.

Součástí elektrokardiografu musí být zdroj kalibračního napětí. Elektrokardiografy se kalibrují automaticky kalibračním impulsem o velikosti napětí 1 mV. [12]

#### 4.1.3 Poruchy srdečního rytmu

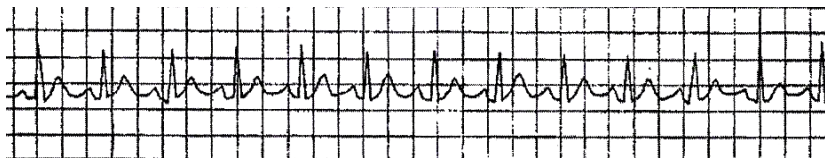
Na snímání EKG signálu se mohou vyskytovat poruchy srdečního rytmu, které je umožněno vyhodnotit. Mezi poruchy srdečního rytmu patří např. sinusová bradykardie, sinusová tachykardie, fibrilace síní nebo fibrilace komor.

Sinusová bradykardie se projevuje srdeční frekvencí pod  $60 \text{ min}^{-1}$  a vyvolávající impulsy vycházejí z předšíňového uzlu a rytmus je pravidelný. Mezi charakteristické znaky patří srdeční frekvence  $40 - 60 \text{ min}^{-1}$ ,  $P:QRS=1:1$ , QRS komplex je normální. Sinusová bradykardie je fyziologickým srdečním rytmem u trénovaných vytrvalostních sportovců, může být vyvolána farmakologicky, či je projevem nemoci sinusového uzlu. [1][4][29]



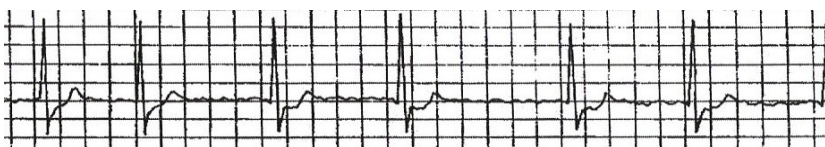
**Obr. 8 Sinusová bradykardie [1]**

Sinusová tachykardie se projevuje srdeční frekvencí nad  $100 \text{ min}^{-1}$  a elektrické impulsy vycházejí z předšíňového uzlu. Mezi charakteristické znaky patří srdeční frekvence nad  $100 \text{ min}^{-1}$  (max.  $150 - 170 \text{ min}^{-1}$ ), rytmus je pravidelný,  $P:QRS=1:1$ , QRS komplex je normální. Může být fyziologickou odpovědí na fyzickou či emocionální zátěž, nebo je navozena farmakologicky. Může ji způsobit horečka, hypoxie a krvácení. [1][4][29]



**Obr. 9 Sinusová tachykardie [1]**

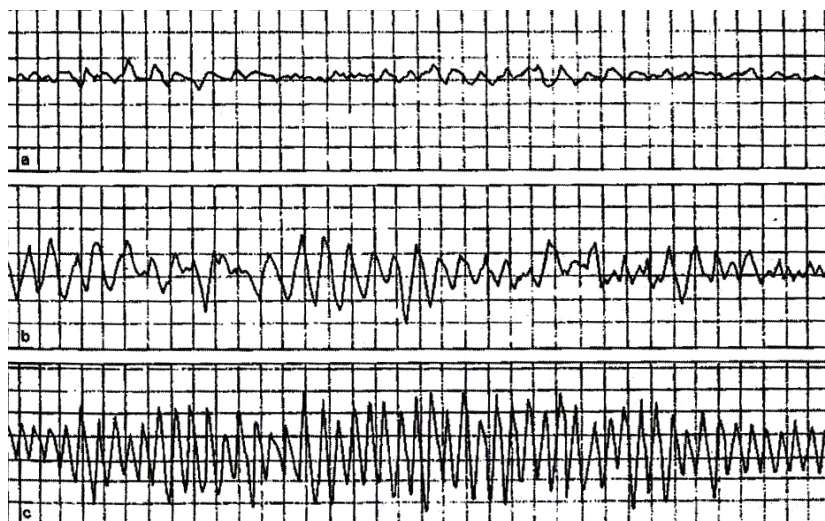
Fibrilace síní se projevuje elektrickými impulsy, které vycházejí z předšíňového uzlu a z ložiska v síních, které vysílá impulsy rychle a nepravidelně, všechny impulsy se nepřevedou na komory. Mezi charakteristické znaky patří frekvence síní  $350 - 600 \text{ min}^{-1}$ , frekvence komor  $60 - 170 \text{ min}^{-1}$ , rytmus je nepravidelný, chybí vlna P, místo ní jsou na EKG záznamu nepravidelné fibrilační vlnky, QRS komplex normální. Příčinami fibrilace síní může být např. srdeční svalovina poškozená infarktem, vady chlopní, nemoci štítné žlázy aj. Projevuje se zejména u starších lidí (nad 70 let). [1][4][29]



**Obr. 10 Fibrilace síní [1]**

Fibrilace komor se projevuje rychlými, nepravidelnými vzruchy komor, které vedou k nekoordinovaným stahům jednotlivých vláken svaloviny komor a mají za následek funkční zástavu oběhu. Mezi charakteristické znaky patří vlnovitá základní linie na EKG, chybí vlny P a QRS komplexy. Příčinou je narušení převodního systému v srdci. K narušení převodního systému může dojít po infarktu (krátce, nebo během několika dnů po infarktu), a proto se řadí k smrtelným poinfarktovým komplikacím. Fibrilace komor může vzniknout i v nemocném srdci a může vzniknout náhle a z (relativně) plného zdraví. [1][4][29]





Obr. 11 Fibrilace komor – a) jemná, b) střední, c) hrubá [1]

## 4.2 Tepová frekvence

Puls (tep) je tlaková vlna, která je vyvolaná vypuzením krve z levé srdeční komory do srdečníce (aorty), odkud se šíří dalšími tepnami do celého těla. V lékařství série těchto vln odpovídá srdečnímu rytmu a frekvenci. Tepová frekvence udává počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty. Jako jediná měřená veličina přesně vypovídá o zatížení organismu.

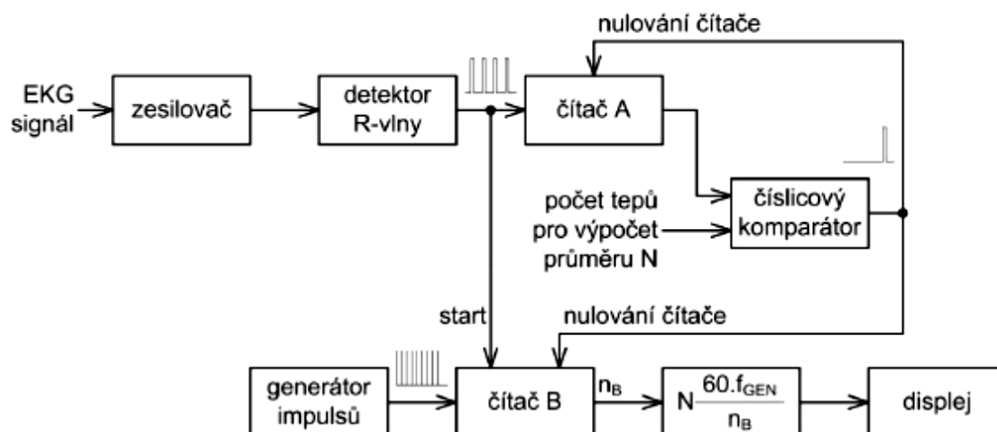
Průměrný srdeční puls má hodnotu kolem 75 úderů za minutu u mužů a okolo 82 u žen, může být ale i nižší a nemusí to být známkou onemocnění. Nižší hodnota pulsu se obvykle vyskytuje u atletů, kteří mají silná srdce schopná přečerpávat velké množství krve. Hodnota se pak může pohybovat kolem 40 úderů za minutu. Při tepové frekvenci pod 60 úderů za minutu mluvíme o tzv. bradykardii. Naopak při zrychlení tepové frekvence nad 100 úderů za minutu mluvíme o tzv. tachykardii. Při zvýšené tepové frekvenci je zhoršený přísun kyslíku do srdce, nedochází k dostatečnému okysličení a způsobuje nedostatečnou funkci srdce, což má za následek vyšší riziko infarktu. Ke zvýšení tepové frekvence dochází například ve stresových situacích, může být také způsobena farmakologicky.

Zařízení pro měření tepové frekvence nazýváme kardi tachometr. V kardi tachometru se převádí vstupní signál, který je jakýmkoliv způsobem závislý na tepové frekvenci (ekg, oxymetrie), na veličinu s četností výskytu změn závislou na tepové frekvenci. Např. se jedná o signál ve sledu impulsů. Blokové schéma kardi tachometru je na Obr. 12. Signál EKG je zesílen na odpovídající úroveň a přiveden na vstup detektoru R-vlny. Čítač A spolu s číslicovým komparátorem slouží pro vymezení doby, za kterou je detekován zvolený počet R-vln označený N. První detekovaná R-vlna spouští měření časového intervalu, realizovaného generátorem impulsů o frekvenci  $f_{GEN}$  a čítačem B. Poté, co je detekován zvolený počet R-vln, je čítání zastaveno. Čas, který uběhl za N tepů je přímoúměrný výstupu čítače  $n_B$  a frekvenci generátoru  $f_{GEN}$ .

$$t_N = \frac{n_B}{f_{GEN}} \quad (5.1)$$

Změřený časový údaj využijeme pro výpočet průměrné tepové frekvence, kterou zobrazíme na displeji. Čítače jsou vždy s příchodem N-té R-vlny nulovány a s příchodem další R-vlny začíná další měření. Počet tepů N se vydělí změřeným časovým intervalem a výsledek vynásobí 60, výsledná hodnota měření se pak uvádí jako počet tepů za minutu. [1][12][16]





Obr. 12 Blokové schéma kardiotachometru [12]

### 4.3 Dechová frekvence

Hodnoty dechové frekvence jsou získávány z EKG záznamu, protože dýchání úzce souvisí a ovlivňuje EKG záznam, projevuje se např. změnou amplitudy v EKG záznamu. EKG záznam je pořizován pomocí povrchových elektrod. Jedna elektroda je umístěna na sternu (hrudní kosti), druhá na stejné úrovni levého žebra. Takto umístěné elektrody vytváří vektor přímo procházející srdcem.

Metody získání dechové frekvence z EKG záznamu:

- Metoda obálky - získání obálky vybraných charakteristických znaků EKG záznamu. Obálka RR je křivka spojující všechny R kmity. Tato křivka je vypočítána kubickou interpolací R kmitů.
- Střední hodnota EKG - získaná z průměrné hodnoty amplitudy EKG záznamu. Metoda střední hodnoty zachycuje kmitání základní linie EKG záznamu. Výhodou této metody je odolnost vůči rušení. Metoda zahrnuje nalezení střední hodnoty během jednoho srdečního stahu (začíná těsně před P vlnou a končí před P vlnou následujícího stahu srdce). Slabé zvyšování a snižování střední hodnoty vybraného úseku reprezentuje dýchání.
- Intervalová metoda - získaná z časového intervalu vybraných znaků EKG signálu. RR interval je definován časovou periodou mezi dvěma po sobě jdoucími kmity. Změny v RR intervalu jsou ovlivňovány dýcháním.[5][24]

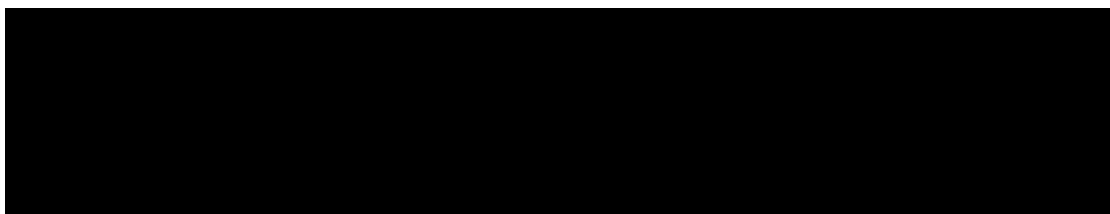
## 5 Návrh zařízení

Biotelemetrický systém vestavěný v chrániči páteře sbírá fyziologická a mechanická data pomocí vestavěných senzorů. Zařízení obsahuje senzorový systém, zpracování signálu a systém pro zobrazení dat. Údaje snímané z těla měřené osoby jsou shromažďovány v senzorové síti. Získaná data jsou přenášena do vozidla přes komunikační rozhraní bluetooth, to se využívá pro přenos dat na krátké vzdálenosti. Z vozidla jsou data předávána na webový server pomocí databázi. Měřicí řetězec může být také realizován tak, že data sbíraná senzorovou sítí jsou přímo přenášena na webový server, díky zabudovanému GPS systému.



Obr. 13 Návrh měřicího řetězce

Vestavěný systém se skládá z EKG/EEG modulu, z kterého se dále určuje tepová a který umožňuje měření dýchání a určení dechové frekvence. Na Obr. 13 je návrh měřicího řetězce. V páteřovém chrániči jsou umístěny dvě elektrody pro snímání EKG signálu. Ten je snímán pomocí izolovaných aktivních elektrod a je přenášen integrovaným analogově digitálním převodníkem s patřičným analogovým přizpůsobením a předzpracováním signálu na čipu ADS1298R. Data měřicího systému jsou sbírána mikrokontrolérem Atmel ATmega16, který data zasílá bezdrátově (využit bluetooth modul firmy ConnectBlue SPA311) či po sériové lince RS232, vhodným komunikačním protokolem do osobního počítače či jiného zařízení, na kterém probíhá zpracování naměřených dat a vizualizace.



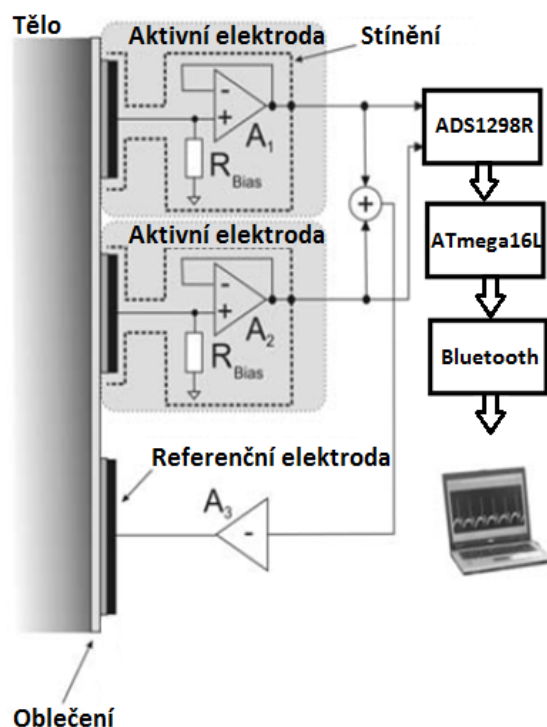
Obr. 14 Blokové schéma měřicího řetězce



**Obr. 15 Návrh umístění jednotlivých bloků do chrániče páteře**

Vlastní zařízení se sestává z chrániče páteře, kde v jednotlivých lamelách jsou umístěny části biotelemetrického systému.

Měření EKG signálu je založeno na principu kapacitní (izolované) elektrody. Tato elektroda nevyžaduje použití elektrolytické pasty. Elektrody jsou závislé na kapacitní vazbě, která zahrnuje kovovou elektrodu, izolátor a pokožku. Jako izolátor je využita vrstva látky, zejména bavlna. Použití takového izolátoru zmírňuje podráždění, alergie a nepříjemné pocity, které se objevují při dlouhodobém snímání klasickou kontaktní elektrodou.



**Obr. 16 Blokové schéma biotelemetrického systému**

Aplikační část měřicího systému se skládá z komponentů pro analogové zpracování. Do analogového zpracování patří izolované elektrody a integrovaný obvod, který zahrnuje předzesilovač, analogové filtry a A/D převodník. Následuje digitální část, která zahrnuje mikroprocesor a vysílač bluetooth. Signál je zpracováván na koncovém zařízení PC, PDA nebo patientský monitor, jehož součástí je přijímač bluetooth.

EKG signál je snímán dvěma elektrodami s účinnou plochou 4 x 4 cm. Elektrody jsou vestavěné v lamel chrániče páteře. Jsou umístěny na zádech v oblasti hrudní páteře obratle TH6, každá je usazena asi 5 cm od páteře na obě strany. Referenční elektroda je instalována v poslední lamel chrániče páteře. Aktivní elektrody jsou připojeny k měřicímu obvodu. Zařízení je napájeno stejnosměrným stabilizovaným napětím 3 V z baterií.

## 5.1 Výběr vhodných součástek

Pro návrh zařízení je důležité vybrat vhodné a dostupné součástky. Proto je pro každou jednotlivou část zařízení vybráno několik zástupců jednotlivých výrobců součástek, jejich nejdůležitější parametry jsou porovnány a je vybrána ta nejvhodnější z nich.

### 5.1.1 EKG modul

Pro snímání EKG bylo vybráno koncové zařízení ADS1298R od firmy Texas Instrument. Je to vícekanálový, 24 bitový analogově-digitální převodník delta-sigma s vestavěným programovatelným zesílením. Zahrnuje všechny funkce, které jsou běžně vyžadované v aplikacích pro měření EKG signálu, a dále umožňuje snímat dechovou frekvenci pomocí impedanční pneumografie. Je možno měřit až 12ti svodové EKG a dechovou frekvenci. Využívá symetrické nebo nesymetrické napájecí napětí. Umožňuje připojení k sériovému perifernímu rozhraní SPI. [32]

	Napájení [V]		Příkon	Pracovní teplota	Počet kanálů
	unipolární	bipolární			
ADS1298R	2.7 až 5.25	1.65 až 3.6	0.75mW/kanál	-40°C až +85°C	8

**Tab. 1 Vybrané parametry ADS1298**

### 5.1.2 Komunikační rozhraní

S ohledem na cenu byl použit levný bluetooth modul cB-OEMSPA311i-04 s dostatečným dosahem 75 m. Pro snazší výměnu nebo použití v jiných aplikacích byla vytvořena jednoduchá redukce s vývody ve dvou řadách, modul je tak připojen k desce plošného spoje pomocí konektoru. Modul cB-OEMSPA311i-04 má rychlost 56 kBd, šířka rámce 8 bitů, přenos bez parity a jeden stop-bit. [32]

	Komunikační rychlost	Napájení [V]	Dosah [m]	Frekvence [GHz]
cB-OEMSPA311i-04	300 až 921.6 kBd	3 až 6	75	2.4
ZG2100M	1 Mbps / 2 Mbps	2.7 až 3.6	budova 40 otevřený prostor 400	2.4

**Tab. 2 Parametry vybraných komunikačních rozhraní bluetooth a wifi**

### 5.1.3 Mikrokontroler ATmega16

Mikrokontroler ATmega16 má jádro AVR. To zahrnuje instrukční sadu s 32 univerzálními pracovními registry. Registry jsou přímo napojeny na aritmeticko-logickou jednotku (ALU), dovolující zpřístupnění dvou registrů v jediné instrukci provedené v jednom hodinovém cyklu.

Mikrokontroler Atmega16L má následující funkce:

- 16kB In-Systém programovatelné Flash paměti,
- programová paměť se schopností z paměti číst, když je do ní zapisováno,
- 512B EEPROM,
- 1kB SRAM,
- 32 univerzálních I/O linek,
- 32 univerzálních pracovních registrů,
- rozhraní JTAG pro Boundaryscan,
- podpora „On-chip“ ladění a programování,
- 3 flexibilní časovače/čítače s porovnávacími režimy,
- vnitřní a vnější přerušení,
- sériový programovatelný USART,
- dvou vodičové sběrnice rozhraní,
- 8-kanálový 10-bit ADC, programovatelný Watchdog Timer s interním oscilátorem,
- sériový port SPI,
- 6 softwarově volitelných úsporných režimů.

Režim Idle zastaví CPU a současně umožní USART, dvouvodičové sériové rozhraní, A/D převodník, SRAM, časovače/čítače, SPI port a přerušovací systém. Power-down režim uloží obsahy registrů, vypnou se ostatní funkce čipu, až do příštího vnější přerušení nebo hardwarového resetu. V Power-save režimu asynchronní Timer nadále pracuje, umožňuje udržet časovou základnu, zatímco zbytek přístroje spí. [31]

### 5.1.1 Sběrníkový systém

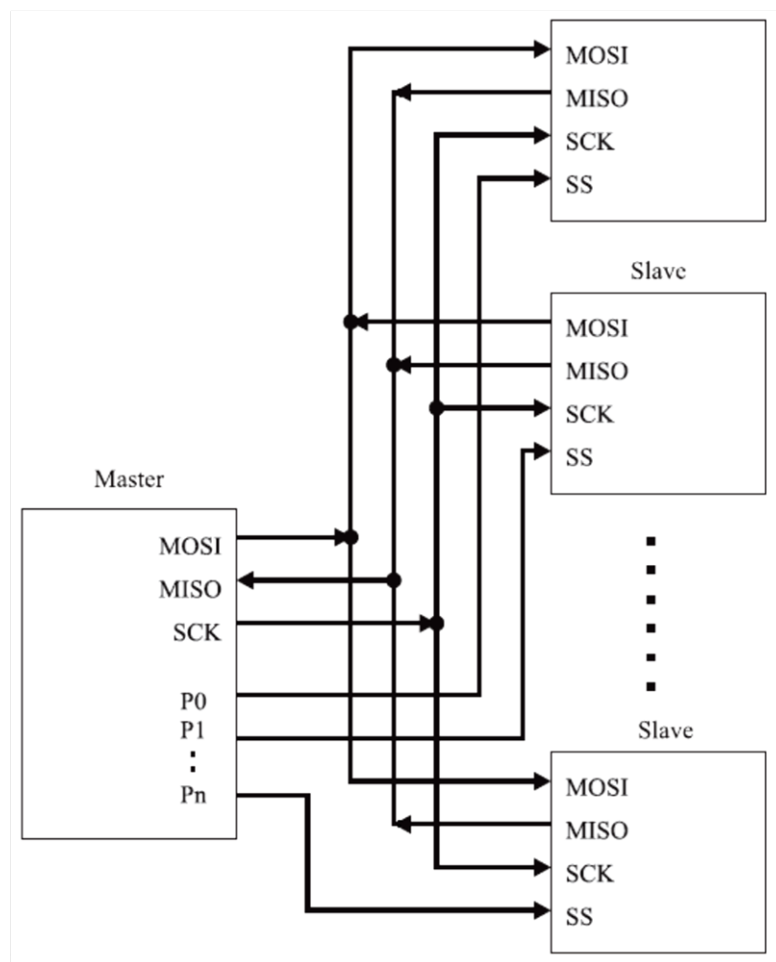
Využívá se ke komunikaci mezi integrovanými obvody. Typická délka vedení nepřesahuje jednotky metrů. Často používaná rozhraní pro komunikaci mezi jednotlivými integrovanými obvody (dále jen IO) jsou rozhraní Microwire, SPI a I2C. Důvodem používání sériové komunikace mezi IO je zmenšení počtu vývodů jejich pouzder. Při použití sériových pamětí se zredukuje množství adresových, datových a řídicích vývodů obvyklé (nikoliv sériové) paměti na tři až čtyři vývody. To umožňuje zmenšit rozměry pouzdra i spojové desky, protože odpadá prostorově náročné propojování velkým počtem vodičů.

Další výhodou je možnost připojení obvodů se sériovým rozhraním i k mikrokontrolérům bez vyvedené vnitřní sběrnice, v krajním případě i bez příslušného řadiče sériového rozhraní. Funkce řadiče je potom realizována programově s využitím několika vývodů vhodného portu mikrokontroléru.

#### *Rozhraní SPI*

SPI (Serial Peripheral Interface) je sériové periferní rozhraní. Je určeno především pro připojení vnějších pamětí, A/D převodníků a dalších obvodů k mikrokontroléru, případně pro vzájemnou komunikaci mezi mikrokontroléry. U některých mikrokontrolérů je SPI využíváno i pro programování jejich vnitřní paměti Flash. V systému mohou být zapojeny dva nebo více obvodů. Jeden z obvodů, obvykle procesor, je typu Master, ostatní jsou typu Slave. Jednotlivé obvody jsou propojeny čtyřmi vodiči (viz Obr. 17):

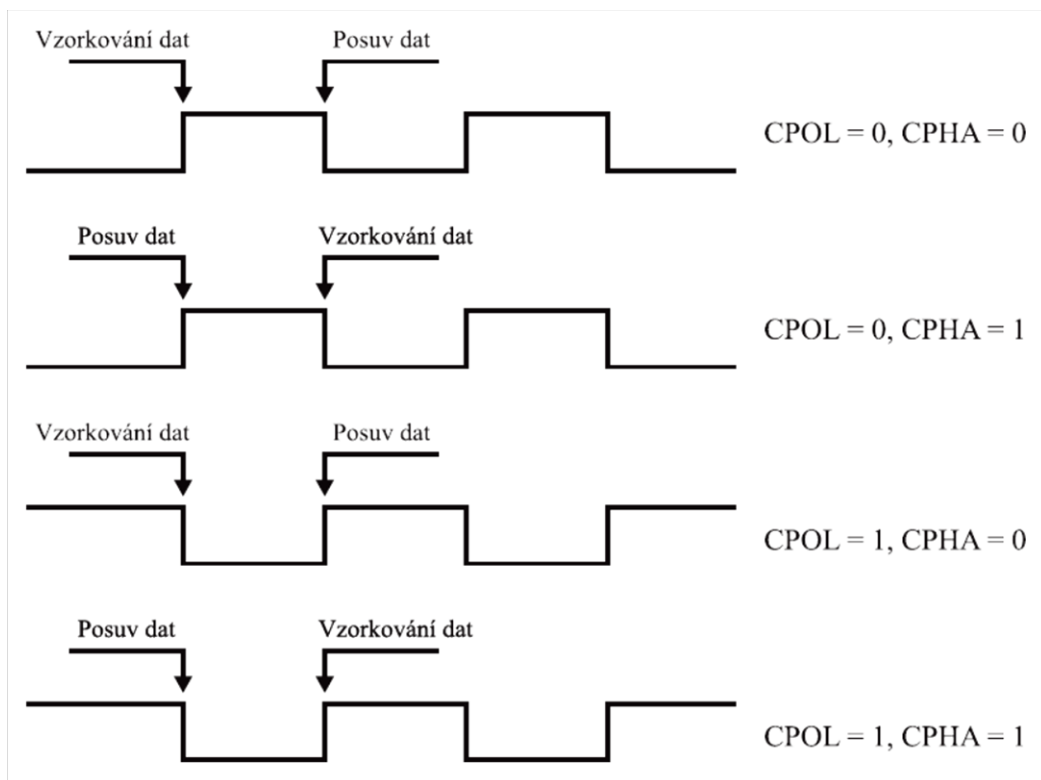
- datový výstup MOSI (Master Out, Slave In) obvodu Master je připojen na vstupy MOSI všech obvodů Slave,
- datový vstup MISO (Master In, Slave Out) obvodu Master je propojen s výstupy MISO všech obvodů Slave,
- výstup hodinového signálu SCK je připojen na vstupy SCK všech obvodů Slave.
- každý obvod Slave má vstup SS (Slave Select) pro výběr obvodu. Je-li SS v neaktivní úrovni, je rozhraní SPI daného obvodu neaktivní a jeho výstup MISO je ve vysoko impedančním stavu. Vstupy SS jednotlivých obvodů jsou samostatnými vodiči propojeny s obvodem Master. Je-li obvodem Master mikrokontrolér, bývají tyto vodiče připojeny k některému z jeho portů. Tak lze snadno vybírat obvod, se kterým má být v daném okamžiku vedena komunikace. [21]



**Obr. 17 Celková koncepce systému se sběrnicí SPI [31]**

Přenosy na sběrnici SPI, probíhají vždy mezi obvodem Master a některým z obvodů Slave. Oba obvody obsahují posuvné registry.

Obvod Master generuje hodinový signál, který řídí posouvání obou posuvných registrů. Klidová úroveň signálu SCK a vztah mezi datovým a hodinovým signálem je dán parametry CPOL a CPHA (viz Obr. 18). Pokud je rozhraní SPI realizováno specializovaným řadičem, je obvykle možné tyto parametry v řadiči nastavit. Je-li, rozhraní SPI realizováno programově, musí být okamžiky změny úrovně datových a hodinových signálů zvoleny tak, aby přijímající obvod vzorkoval ustálená data.



**Obr. 18 Význam parametrů CPOL a CPHA na sběrnici SPI [31]**

Napěťové úrovně jednotlivých signálů rozhraní SPI, jsou dané použitou technologií. Maximální frekvence hodinového signálu je 2 MHz.



## 6 Realizace zařízení

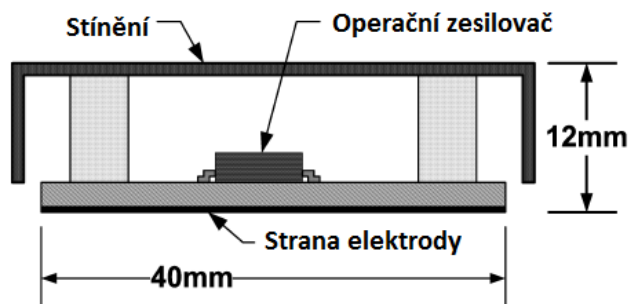
Vlastní zařízení je realizováno pomocí aktivních elektrod a obvodu pro měření EKG a dýchání. Tento obvod je realizován na dvou deskách plošného spoje. Obvod pro měření je rozdělen z důvodu snadnější instalace zařízení do chrániče páteře. První deska obsahuje analogově digitální část, tedy připojení elektrod a analogově digitální převodník s předzpracováním signálu na čipu ADS1298R. Druhá deska obsahuje mikroprocesor ATmega16 a modul bluetooth OEMSPA311 pro posílání signálů na koncové zařízení PC.

### 6.1 Měření EKG - aktivní elektrody

Aktivní elektroda (Obr. 19) je taková elektroda, která nevyžaduje přímý kontakt mezi zařízením a kůží snímané osoby. Tuto podmínku splňují kapacitně vázané elektrody. Kapacitní vazba na pokožku těla je vytvářena stranou elektrody.

Každá z elektrod je vyrobena z desky oboustranného plošného spoje. Horní strana desky obsahuje předzesilovač s vysokou vstupní impedancí. Předzesilovač převádí vysoké impedance mezi aktivní elektrodou a kůží na nízkou impedanci. Signál je snímán plochou mědi 40 x 40 mm vytvořené pájecí maskou na spodní straně desky plošného spoje.

Kapacitní uzemnění, které nevyžaduje žádný přímý kontakt mezi zařízením a kůží, se používá pro zcela bezkontaktní měření EKG. Pro vytvoření kapacitního uzemnění se využívá referenční elektroda umístěná v poslední lamelě chrániče páteře, která je spojena se zemí zařízení.



Obr. 19 Aktivní elektroda

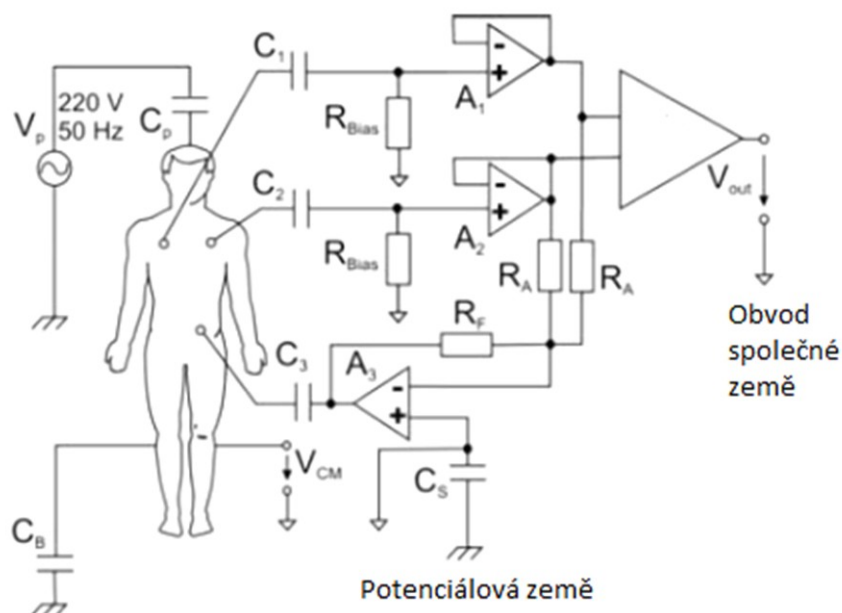
Zařízení využívá dvě aktivní elektrody s účinnou plochou 40 mm × 40 mm. V obou případech povrch elektrody tvoří vazební kapacity (C1 a C2) mezi tělem a vstupem zesilovače s jednotkovým zesílením (A1 a A2) (Obr. 20). Integrovaný jednotkový zisk zesilovače zajišťuje požadovanou vysokou vstupní impedanci měřicího systému. Povrch elektrody je pokryt velmi tenkou izolační vrstvou (transparentní izolační lak, tloušťka vrstvy 20 μm). Vazební kapacita tedy závisí především na tloušťce  $d$  a dielektrické konstantě  $\epsilon_r$  vrstvy oblečení, která se nachází mezi elektrodou a kůží snímané osoby. Předpokládané hodnoty jsou  $d = 0,3$  mm a  $\epsilon_r = 1$ . Výsledná kapacita se vypočítá dle rovnice

$$C_{1,2} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} = 92 \text{ pF} \quad (6.1)$$

K potlačení rušivých vlivů měnícího se elektromagnetického pole prostředí musí být použito aktivní stínění. Jakýkoliv statický náboj na vazební kapacitě musí být odstraněn pomocí odporu  $R_{\text{BIAS}}$ .  $C_1$ ,  $C_2$  a  $R_{\text{BIAS}}$  tvoří hornopropustný filtr. Vhodným stanovením  $R_{\text{BIAS}}$  se kompenzuje časová konstanta vybíjení a útlum významných složek EKG signálu. Pro tuto aplikaci byl zvolen  $R_{\text{BIAS}} = 100 \text{ G}\Omega$ . Mezní frekvence elektrod se pak vypočítá dle rovnice

$$f_c = \frac{1}{C_{1,2} \cdot R_{BLAS} \cdot 2\pi} = 17,3 \text{ mHz} \quad (6.2)$$

Napětí 50 Hz napájecího vedení, které je zanášeno kapacitním spojením, může způsobit souhlasné napětí  $V_{CM}$  mezi tělem snímané osoby a izolovaným obvodem společné země  $V_{CM}$  (přibližně 1 V).



Obr. 20 Obvod řízení společné země – Referenční elektroda [1]

Na Obr. 20 představuje  $C_S$  izolační kapacitu mezi obvodem společné země a potenciálem země.  $C_B$  a  $C_P$  jsou parazitní kapacity vytvořené 220 V v elektrické síti a potenciálem země. Pomocný zesilovač na těle vytváří souhlasnou rušivou složku (CMRR – common mode rejection ratio), která způsobuje rušení na výstupním signálu  $V_{OUT}$ , a musí být potlačena. Z tohoto důvodu se využívá „řídící obvod pravou nohou“ s referenční elektrodou, která je využívána ve všech dostupných aplikacích kontaktního měření EKG. Proto je v této aplikaci zapojen „řídící obvod zemnicí (umělé) roviny“ pro bezdotykové měření EKG. Výstupní signál snímacích elektrod je přiveden zpět přes invertující zesilovač  $A_3$  k vodivé rovině ( $C_3$ ). Tato rovina je také kapacitně oddělena od subjektu. Odpor  $R_A$  a  $R_F$  určují zisk zesilovače  $A_3$

$$G_{A3} = \frac{2R_F}{R_A} \quad (6.3)$$

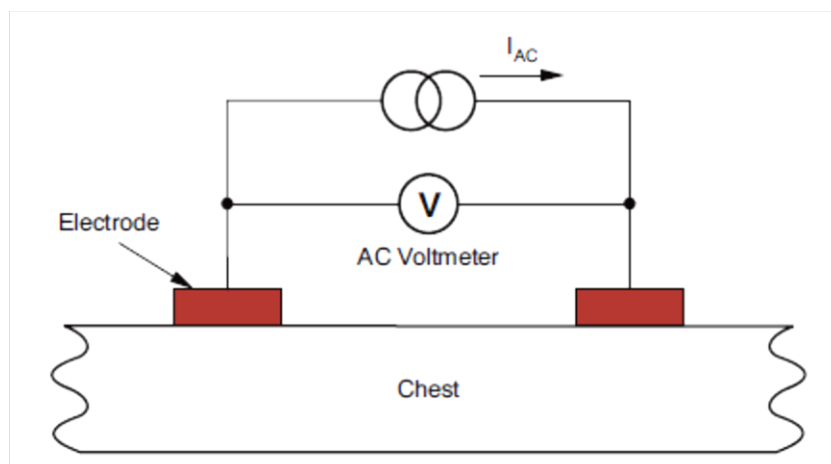
Dalším důvodem proč snížit  $V_{CM}$ , kromě potlačení CMRR pomocného zesilovače, je možnost transformace na diferenciální signál na vstupu pomocného zesilovače. V případě kapacitního měření EKG signálu k tomu může dojít díky parazitním kapacitám  $C_1$  a  $C_2$ , např. v důsledku nehomogenit oblečení.

Mezi problémy spojené s kapacitními nekontaktními elektrodami patří:

- šum - elektrody vykazují mnohem větší vnitřní šum,
- pohybové artefakty - i malý pohyb/tření způsobuje rušení signálu,
- získané rušení - mnohem větší citlivost na šum 50 Hz.
- složitost – potřeba zvláštních a cenově nákladných komponent na elektrodu.

## 6.2 Měření dechové frekvence

Impedanční pneumografie je technika používaná ke sledování dýchání a dechové frekvence. Tato technika je realizována pomocí dvou elektrod. Cílem je měřit změny elektrické impedance, které jsou způsobené dýcháním.



Obr. 21 Elektrické schéma měření impedanční pneumografie [34]

Vysokofrekvenční střídavý proud je vytvářen prostřednictvím elektrod. Proud způsobí rozdíl potenciálů mezi těmito elektrodami. Rozdíl potenciálů se vztahuje k odporu tkáně mezi napětím snímaným a ziskem elektrod. Ekvivalentní odpor je definován jako poměr rozdílu napětí mezi oběma elektrodami a vytvářeným proudem.

### 6.2.1 Model hrudní impedance

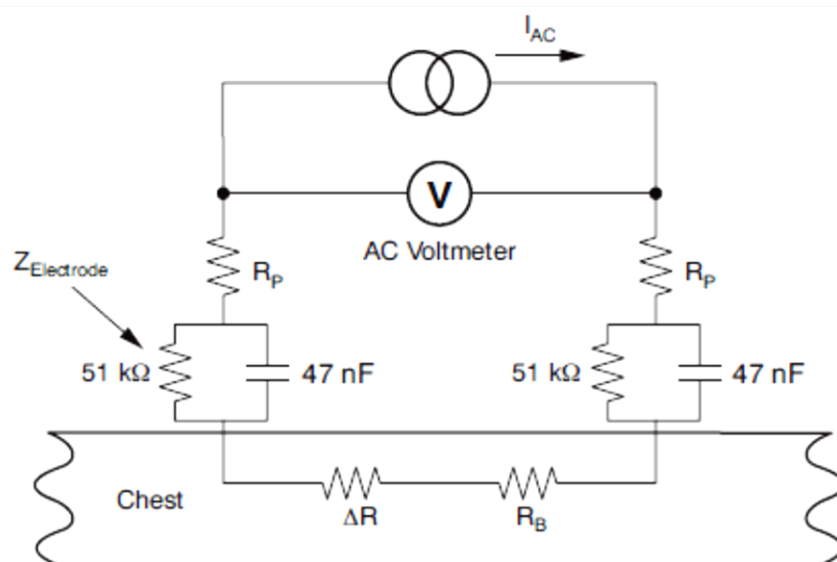
Při měření dechové frekvence hrudník představuje elektrickou impedanci elektrody, která se skládá ze dvou složek: relativně konstantní hodnota a měnící se hodnota. Relativně konstantní hodnota hrudní impedance je základní odpor  $R_B$  (typicky 500 W). Mění se hodnota hrudní impedance se nazývá dechový odpor  $\Delta R$ .

Změny elektrického odporu v plicích jsou dány:

- zvýšením objemu plynu v hrudi ve vztahu k objemu kapaliny během nádechu, zvýšení způsobí pokles vodivosti,
- délkou vodivých cest, které se zvyšují během nádechu.

Tyto účinky způsobují zvýšení elektrické impedance. Mění se složky impedance generují měnící se napětí  $\Delta V$ , když prochází proud. Toto měnící se napětí pak slouží k určení dýchání.  $\Delta R$  je v rozmezí 0,1  $\Omega$  až 1  $\Omega$ .  $\Delta V$  zase závisí na velikosti procházejícího proudu.

Na Obr. 22 je elektrický model dýchání. Tento model obsahuje rezistory  $R_P$  pro ochranu před defibrilačním impulsem, které jsou zapojeny v každém svodu pro měření EKG, a impedanci elektrod  $Z_{\text{Electrode}}$ . Impedance elektrody je modelována jako rezistor o velikosti 51 k $\Omega$  zapojený paralelně s kondenzátorem o velikosti 47 nF. Celková impedance  $R_{\text{Beff}}$  je dána součtem  $R_P$ ,  $R_B$ , a  $Z_{\text{Electrode}}$ .



Obr. 22 Obvod pro měření dechové frekvence - elektrický model [34]

### 6.3 Přenos signálu

Nejprve je signál zpracován analogově, následuje analogově digitální převodník s předzpracováním signálu na čipu ADS1298R, který analogový signál převádí na digitální. Digitální signál je zpracováván mikroprocesorem ATmega16 a pomocí bezdrátové komunikace bluetooth (modul BT OEMSPA311) je signál posílán na koncové zařízení PC, kde je zpracováván.

Modul bluetooth OEMSPA311 má nízkou spotřebu energie. Rychlost přenosu dat je pro danou aplikaci dostačující. Bluetooth na desce plošného spoje slouží jako vysílač. Signál je přijímán koncovým zařízením PC, které obsahuje bluetooth přijímač.

Vlastní zpracování a zobrazení dat se provádí pomocí aplikace LabVIEW®. Aplikace umožňuje zobrazení dat v čase a jejich záznam do souboru.

Vzhledem k bezdrátovému přenosu dat a použití bateriového napájení je zařízení mobilní. Jeho mobilita je omezena dosahem modulu bluetooth.

### 6.1 Schéma zapojení

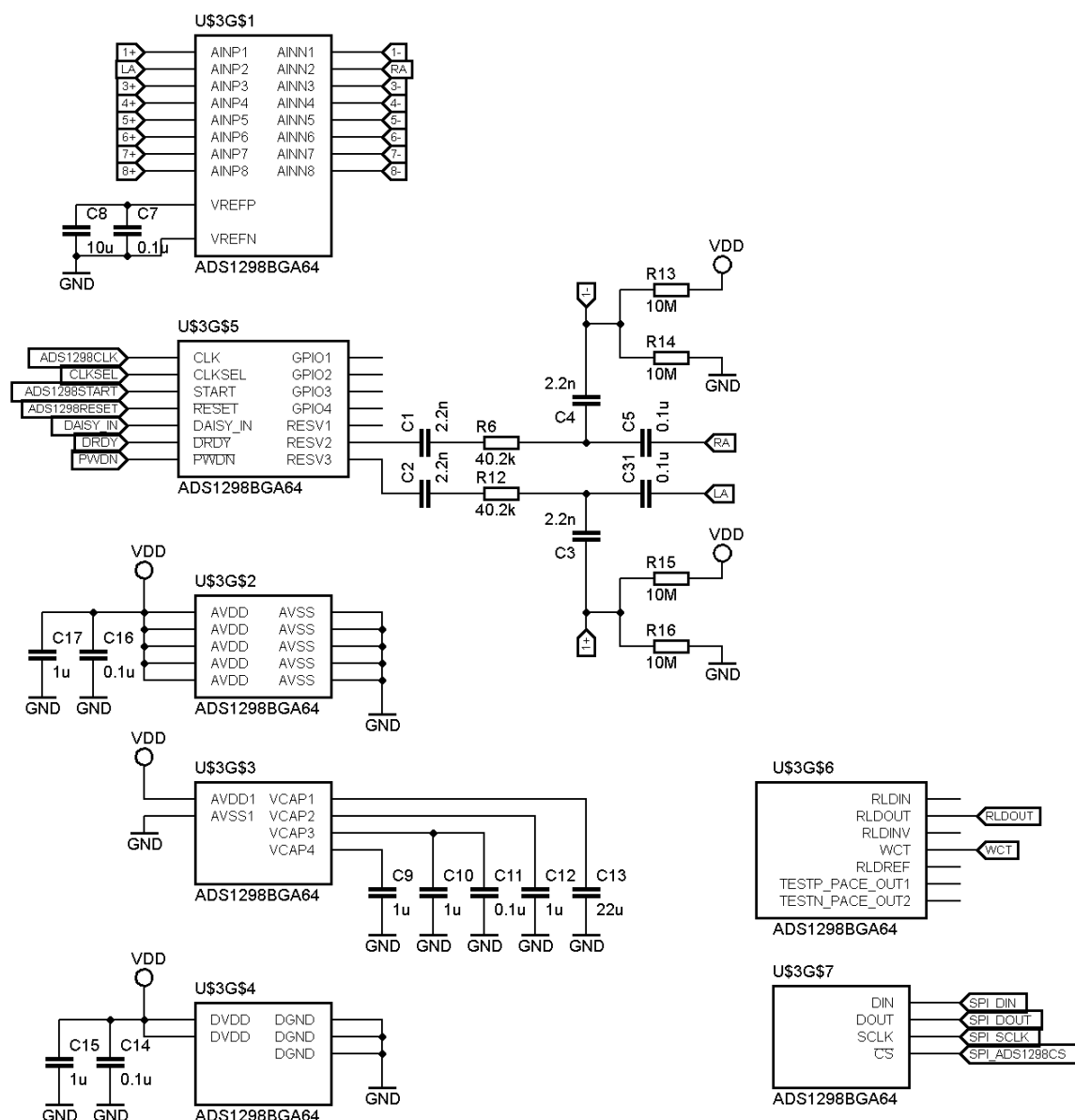
Zařízení se sestává ze zapojení integrovaného obvodu pro měření EKG a dýchání a mikroprocesoru. Mikroprocesor komunikuje s integrovaným obvodem pomocí periferního rozhraní SPI. Signál je dále posílán pomocí bluetooth. Celé zařízení je bateriově napájeno na 3 V.

Kompletní schéma zapojení je přiloženo v Příloze 1, 2 a 3, jednotlivé bloky jsou rozepsány níže.

#### 6.1.1 Schéma zapojení obvodu pro měření EKG

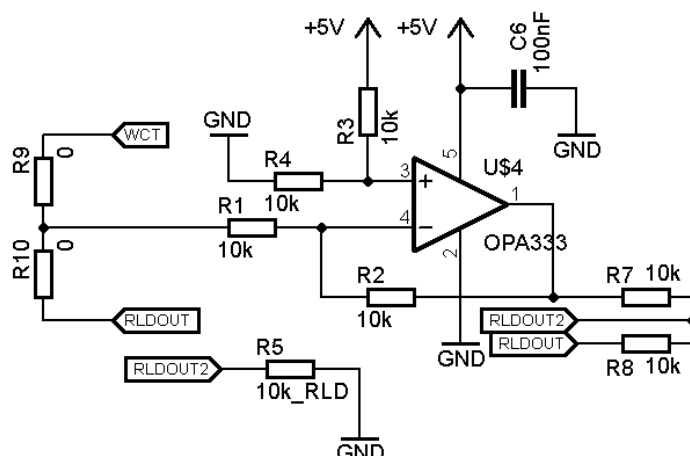
Pro měření EKG je využit integrovaný obvod ADS1298R. Tento IO má 8 kanálů a lze na něm měřit až 12-ti svodové EKG. Integrovaný obvod ADS1298R má 64 pinů pro zapojení a je realizován v pouzdře BGA. Z důvodu velkého počtu pinů je obvod rozkreslen do 7 dílčích bloků pro snadnější rozkreslení schématu zapojení, viz Obr. 23. Jednotlivé bloky pak sdružují ty piny, které spolu charakteristicky souvisí.

Každý kanál má flexibilní vstupní multiplexer, který může být nezávisle připojen k vnitřně generovanému signálu pro testování. Multiplexer umožňuje jakékoliv vstupní elektrodě, aby byla naprogramována jako referenční elektroda. Rychlost přenosu dat je nastavitelná od 250 vzorků/s do 32 kvzorků/s. Vnitřní oscilátor generuje hodinový signál 2,048 MHz. RLD (z angl. right leg drive - obvod pravé nohy) obvod umožňuje vybrat průměr z libovolné kombinace elektrod a vznikne tak referenční signál pacienta. ADS1298R je připojeno na nesymetrické napájecí napětí. Analogové napájecí napětí (AVDD) je vztaženo k analogové zemi (AVSS) a digitální napájení (DVDD) je vztaženo k digitální zemi (DGND). Referenční napětí je generováno s ohledem na AVSS. Při použití vnitřní napěťové reference, je VREFN připojeno k AVSS. Hodnoty blokovacích kondenzátorů C7 a C8 jsou voleny tak, že šířka pásma je omezena na max. 10 Hz a jsou umístěny co nejblíže k pouzdru. Při použití analogového napájení 3V, musí být vnitřní reference nastavena na 2,4V. Blokovací kondenzátory pro napájení, VCAP1 až VCAP4 jsou taktéž umístěny co nejblíže k pouzdru. Pro ochranu vstupů jsou v zapojení využity rezistory, které jsou umístěny za připojením elektrod a před vstupem do IO ADS1298R. Jsou realizovány rezistorovými sítěmi o velikosti 100 kΩ.



Obr. 23 Zapojení obvodu pro měření EKG

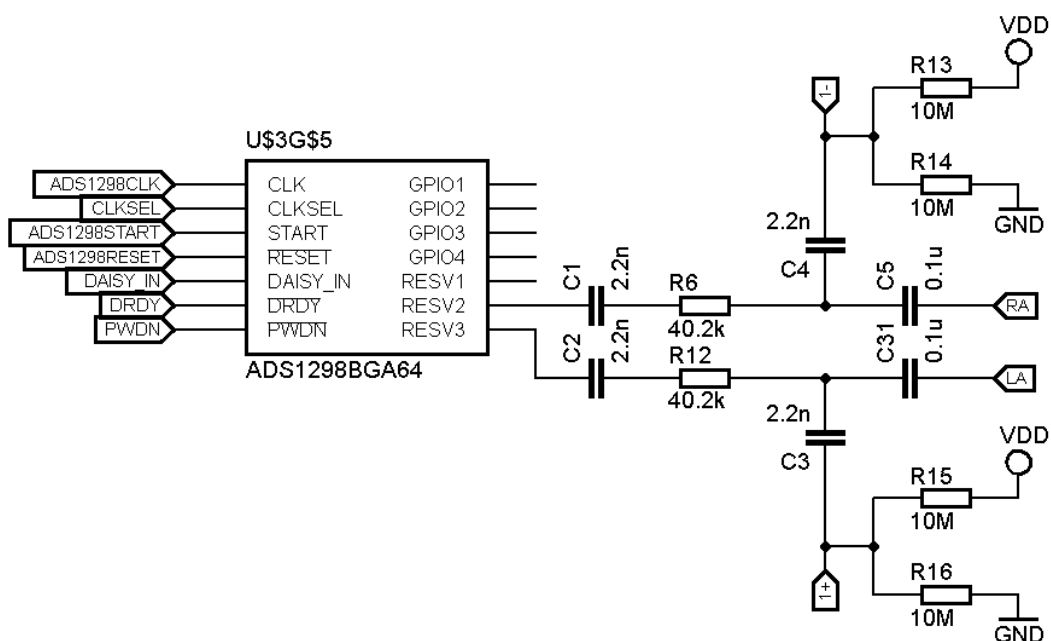
RLD obvod (Obr. 24) potlačuje rušivý signál 50 Hz ze sítě. Přídavná elektroda RL (z angl. right leg - pravá noha) se umísťuje na pravou nohu. Jedná se o zápornou zpětnou vazbu.



Obr. 24 Zapojení obvodu pro napájení pravou nohou

### 6.1.2 Schéma zapojení obvodu pro měření dechové frekvence

Integrovaný obvod ADS1298R je uzpůsobený také pro měření dýchání a dechové frekvence. Dechová frekvence je měřena na základě impedanční pneumografie. ADS1298R používá pro odlišení čtvercovou vlnu. Modulace má frekvenci 32 kHz a na čipu slouží jako modulační signál. Obvod (Obr. 25) je připojen mezi elektrody RA a LA, které vytvářejí základní impedanci  $R_B$  a měnící se složku  $\Delta R$ . Rezistory R6 a R12 omezují množství střídavého proudu, který proudí do těla. Kondenzátory C1 a C2 jsou blokovací kondenzátory, které zamezují vstup stejnosměrného proudu do těla. Ke stejnému účel slouží i blokovací kondenzátory C3 a C4 na straně přijímače. Kondenzátory C5 a C31 slouží jako prvky zabráňující chybě (např. při zkratování kondenzátoru C3 od zdroje) způsobené střídavým proudem procházejícím přes snímanou osobu.



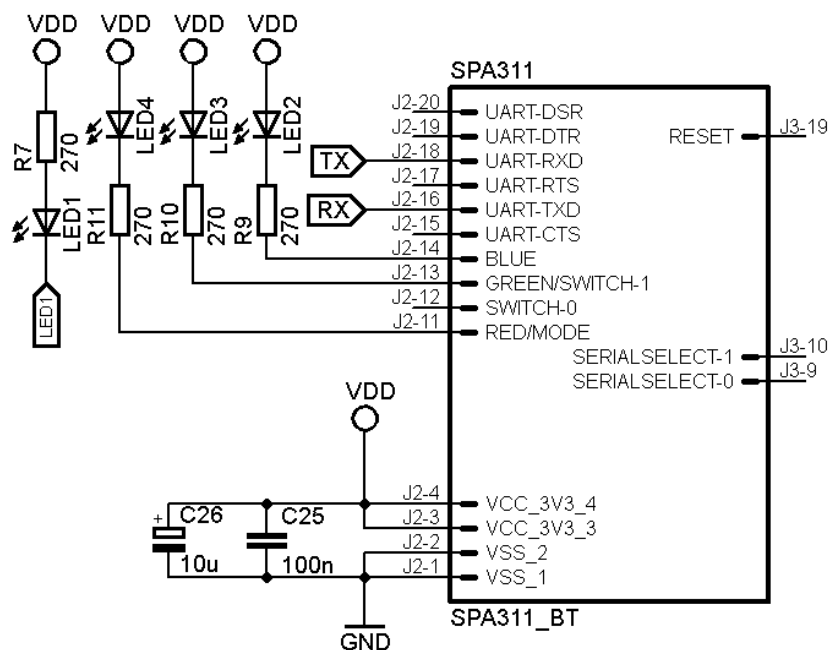
Obr. 25 Zapojení obvodu pro měření dechové frekvence

### 6.1.3 Schéma zapojení komunikace Bluetooth

Pro komunikaci zařízení s okolním prostředím, počítačem nebo přístrojovým panelem vozidla, je využit bluetooth cB-OEMSPA311i-04 s vnitřní SMD anténou a bez přídavných konektorů. Modul má lineární napájecí zdroj. Může být v různých režimech, které jsou signalizovány led diodami zapojenými přímo k modulu. Mohou být použity k indikaci příjmu dat nebo vysílání dat a k připojení.

Pro snazší výměnu modulu bluetooth nebo pro použití v jiných aplikacích je vytvořena jednoduchá redukce s vývody ve dvou řadách. Modul je připojen k desce plošného spoje pomocí 40ti pinového dvouřadého konektoru.

Na napájení jsou připojeny blokovací kondenzátory C25 a C26.



Obr. 26 Zapojení obvodu pro komunikaci

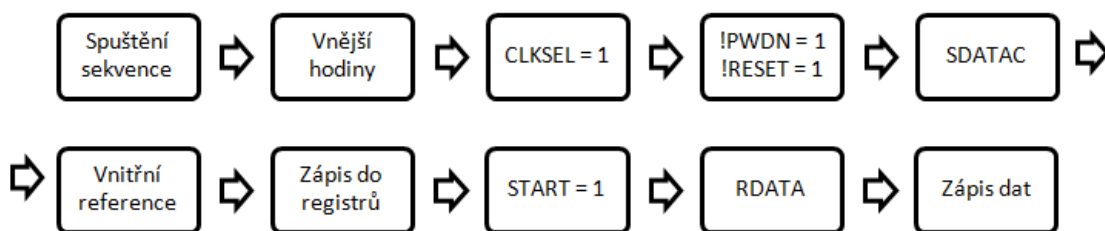
### 6.1.4 Schéma zapojení mikrokontroleru ATmega16

Pro řízení vestavěného systému je použitý mikrokontroler ATmega16. Je taktován 16 MHz krystalem. U procesoru jsou využity všechny jeho sériové linky. Sběrnice SPI (linky MOSI, MISO, SCK, SS) pro připojení programátoru a pro komunikaci s integrovaným obvodem ADS1298R pro měření EKG. Jako poslední je rozhraní UART (linky TxD, RxD) pro připojení k počítači a přenosu dat pomocí bluetooth.





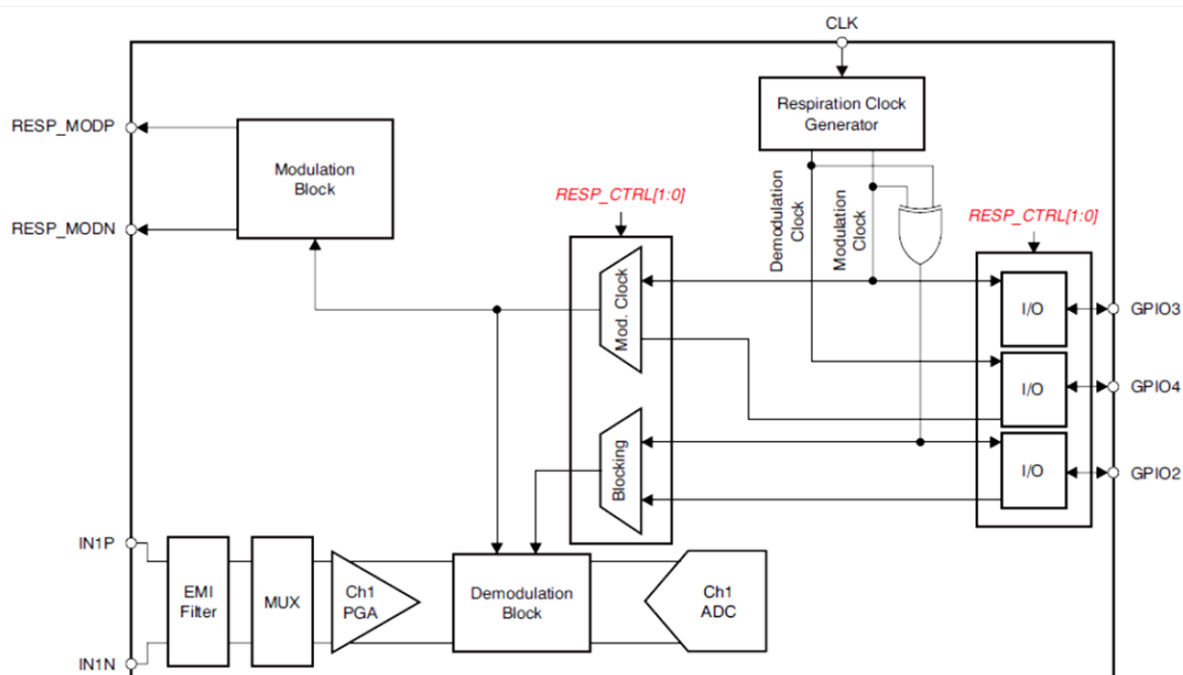
Dále se nastavuje systémový reset a vypínací pin na výstup - !RESET = 1 a !PWDN = 1. Následuje zpoždění 1s, aby se mohlo provést vyresetování zapnutí napájení a začal pracovat vnitřní oscilátor. Pin !CS určuje výběr seriového komunikačního rozhraní SPI, které je nastaveno na minimum před posláním příkazu pro čtení nebo zápis dat. Zařízení je připraveno k zápisu do registrů - SDATAC. Pro použití vnitřní reference je třeba nastavit příkazem WREG CONFIG3 0xC0 konfigurační registr 3. Konfigurační registr 1 - WREG CONFIG1 0x26 - nastavuje rychlost přenosu dat na fmod/1024 a vzorkování na 250vzorků/s. Konfigurační registr 2 - WREG CONFIG2 0x00 - určuje testovací signál, proto je pro měření vypnutý. Aktivace kanálu pro měření je provedena příkazem WREG CHnSET 0x05. Přepočítání dat se zahájí nastavením pinu START a následuje čtení těchto dat - RDATA a jejich zápis.



**Obr. 28 Blokové schéma nastavení obvodu pro měření EKG**

ADS1298R poskytuje tři režimy měření impedance dýchání. Je to externí respirace, interní respirace pomocí modulace signálu na čipu a interní respirace pomocí uživatelsky generovaného modulačního signálu.

Blokové schéma interní respirace s interními hodinami je na Obr. 29. Vnitřní modulační a demodulační obvody mohou být použity jednotlivě. Modulace je řízena bitem RESP\_MOD\_EN a demodulace je řízena bitem RESP\_DEMOD\_EN. Signál je modulován obdélníkovým signálem o velikosti  $V_{REFP} - AVSS$ . V tomto režimu je výstup obvodu modulace k dispozici na pinech RESP\_MODP a RESP\_MODN. Toto umožňuje vlastní filtrování. V tomto režimu lze GPIO2, GPIO3 a GPIO4 použít pro jiné účely. Modulační kmitočet je 64kHz nebo 32kHz. Fáze vnitřní demodulace signálu se nastavuje bity RESP\_PH [2:0]. Pokud má ADS1298R povolený režim měření dechové frekvence, pak se dechová frekvence zobrazuje v kanálu 1 a tento kanál již nemůže být použit pro snímání EKG signálů. Pokud jsou elektrody RA a LA určeny k měření dýchání a EKG signálu, jsou oba vodiče zapojeny a jsou zobrazeny do kanálu 1 pro dýchání a kanálu 2 pro měření signálu EKG.



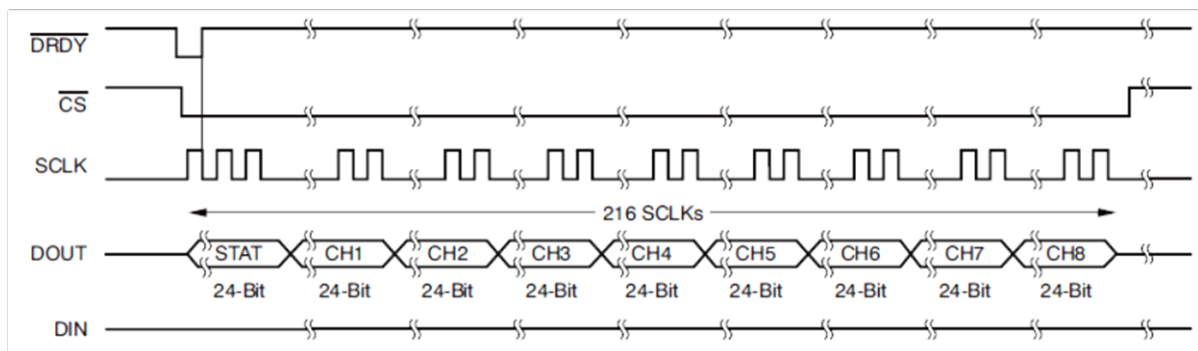
**Obr. 29** Blokové schéma interní respirace [32]

Výstupní data mají 24 bitový formát pro každý kanál v doplňkovém kódu. Výstupem kladného vstupního rozsah je formát 7FFFFFFh, záporného je 800000h (Tab. 3).

Vstupní signál	Ideální výstup
$\geq V_{\text{REF}}$	7FFFFFFh
$+ V_{\text{REF}} / (2^{23}-1)$	000001h
0	000000h
$- V_{\text{REF}} / (2^{23}-1)$	FFFFFFh
$\leq V_{\text{REF}}$	800000h

**Tab. 3 Přepočet doplňkového kódu [32]**

Sériové rozhraní SPI je ze čtyř signálů: !CS, SCLK, DIN, a DOUT. Rozhraní čte převedená data, čte a zapisuje do registrů a kontroluje činnost IO ADS1298. Výstupní signál !DRDY je používán k označení stavu, pokud jeho hodnota odpovídá logické nule, jsou data k dispozici (Obr. 30).



**Obr. 30 Nastavení SPI pro IO ADS1298 [32]**

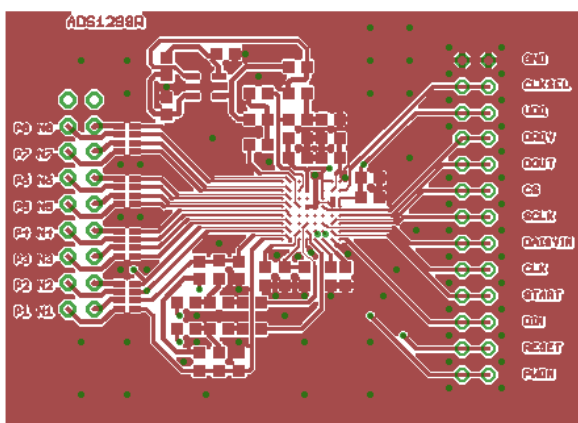
## 6.2.2 Nastavení komunikace

Pro komunikaci je využit bluetooth. Bluetooth se konfiguruje pomocí AT příkazů přes mikroprocesor. Příkaz AT\*AMRS sleduje nastavení RS232 a nastavení rychlosti přenosu. Rychlost přenosu dat je přenastavena na 115200 Bd. Příkazem AT\*ADDM je nastaveno spojení bluetooth s počítačem, pokud na PC otevřeme příslušný virtuální sériový port je umožněno přenášet data. Příkaz AT\*ACCB povoluje nastavení přes bluetooth, pokud je bluetooth dostupná, je umožněno zapisovat AT příkazy bezdrátově.

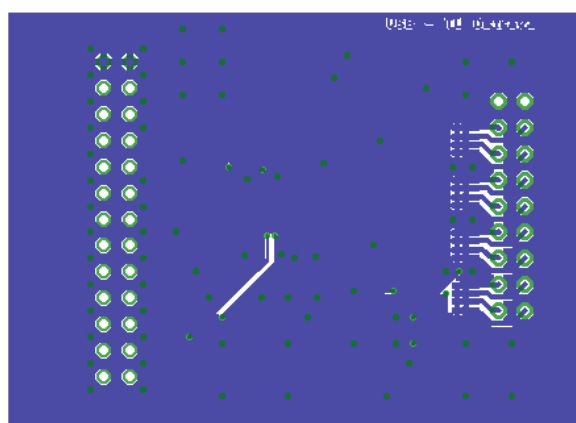
Funkčnost modulu signalizují led diody LED2, LED3 a LED4. Led dioda LED2 je připojen na pin 14 BLUE a je použita ke zjištění, zda je modul připojen. Led dioda bliká při posílání a odesílání dat. Led dioda LED4 je připojena na pin 11 RED. Led dioda LED3 je připojena k pinu 13 GREEN/Switch-1, signál je vícenásobný. Signál nabývá platnosti 500 ms po startu. Switch-1 čte stav signálu a rozhoduje, zda se nastavení sériového rozhraní obnoví. Vstupní signál musí být stabilní po dobu prvních 500 ms po startu (resetu).

## 6.1 Realizace DPS

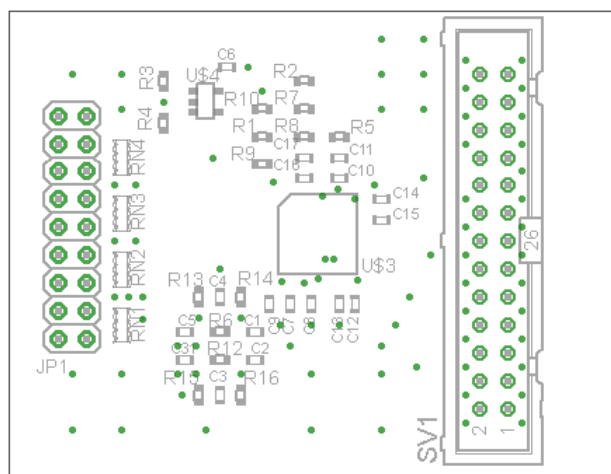
První deska plošného spoje pro měření EKG signálu a dechové frekvence byla vyrobena firmou Printed sériově na zakázku. Sériová výroby je zvolena z důvodu toho, že IO ADS1298R je v pouzdru BGA, vnitřní průměr prokovů je 0,3 mm a kryjí se s pady pouzdra ADS1298R, nejužší cesta DPS je široká 0,1 mm.



Obr. 31 Horní strana DPS ADS1298R – strana cest

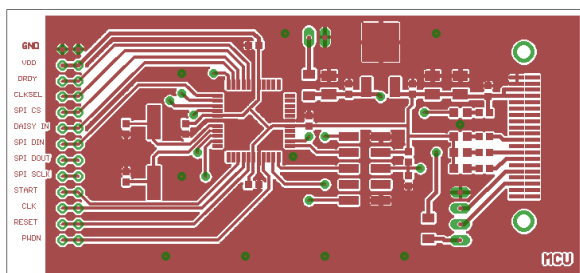


Obr. 32 Spodní strana DSP ADS1298R – strana cest

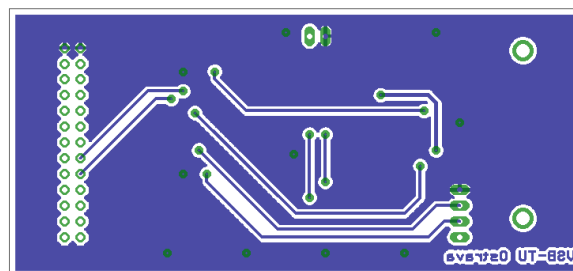


Obr. 33 DPS ADS1298R – strana součástek

Druhá deska plošného spoje pro zpracování a odeslání dat je realizována v podmínkách laboratoře. Byla zvolena dvouvrstvá deska plošného spoje a to především z důvodů nižší technologické náročnosti a možnosti její realizace v laboratorních podmínkách a to i za cenu větších rozměrů DPS.

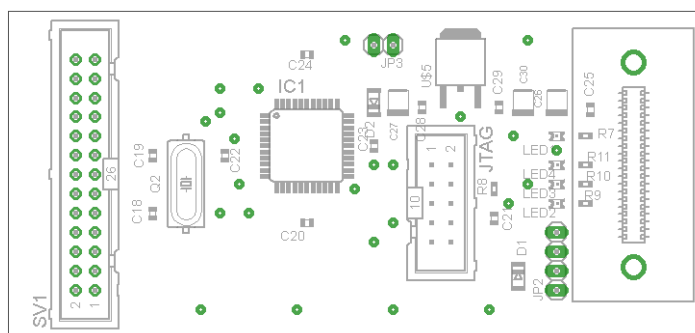


Obr. 34 Horní strana DPS ATmega16 – strana cest

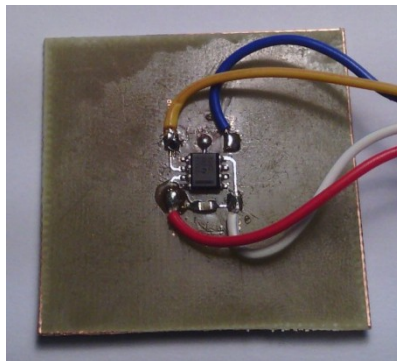


Obr. 35 Spodní strana DPS ATmega16 – strana cest

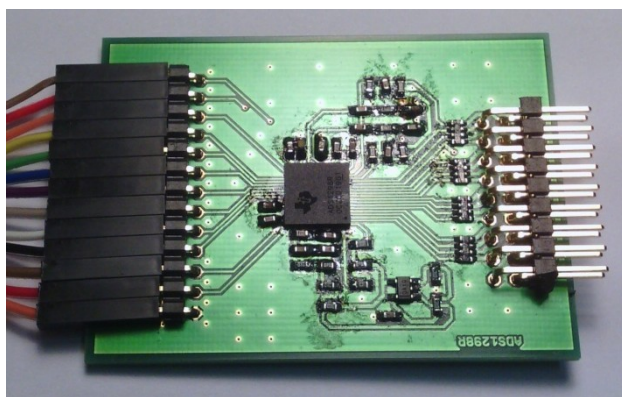
Z důvodů snadnější realizace je zvoleno pouze jednostranné umístění integrovaných obvodů a dalších součástek. Komunikační modul je připojen přes 40 pinový konektor. To umožňuje v případě potřeby připojit i jiné komunikační zařízení.



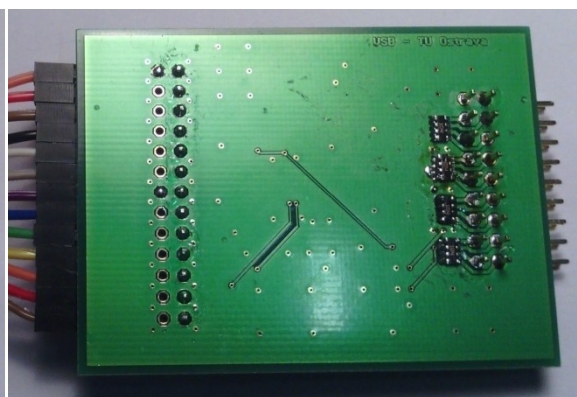
Jednotlivé části realizovaného kusu prototypového zařízení jsou na následujících obrázcích. Je zobrazena vždy horní strana DPS a spodní strana DPS. Pouze u aktivní elektrody není zobrazena spodní strana DPS. Ta je celá vylitá mědí.



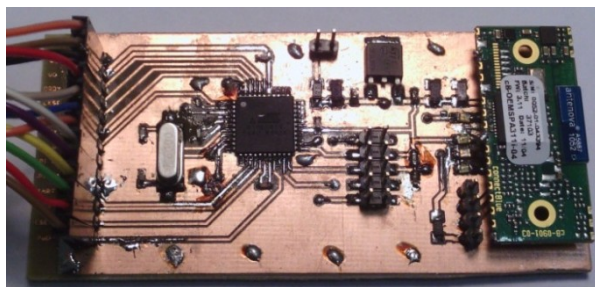
**Obr. 39 DPS aktivní elektroda**



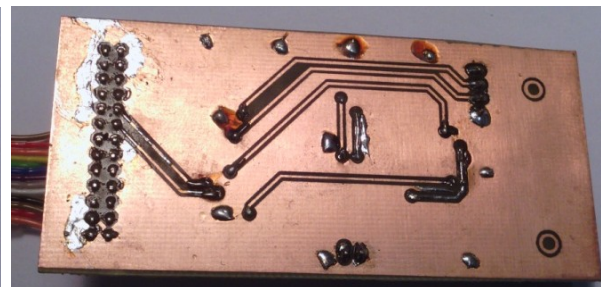
**Obr. 40 DPS ADS1298R – horní strana**



**Obr. 41 DPS ADS1298R – spodní strana**



**Obr. 42 DPS ATmega16 a BT – horní strana**



**Obr. 43 DPS ATmega16 a BT – spodní strana**

Napájení zařízení obstarávají 4 AA baterie, které jsou umístěné mimo desku plošných spojů. Napájecí napětí je dále upraveno pomocí lineárního stabilizátoru na 3.3V a je jednotné pro všechny použité obvody v zařízení. Funkčnost zařízení je signalizována pomocí 4 LED diod. Jedna je určena pro indikaci zapnutí zařízení – připojení k baterii. Další tři diody slouží k signalizaci komunikace přes bluetooth.

## 6.2 Vestavění zařízení do chrániče páteře

Biotelemetrický systém je vestavěn v jednotlivých lamelách chrániče páteře.

Pro aplikaci byl zakoupen chránič páteře, který je primárně určen k ochraně páteře a zad při jízdě na motocyklu nebo na horském kole či kole MTB. Chránič páteře je využit pro ochranu v prototypovém vozidle řady Kaipan Voltage. Může být individuálně nastavován, díky nastavitelným

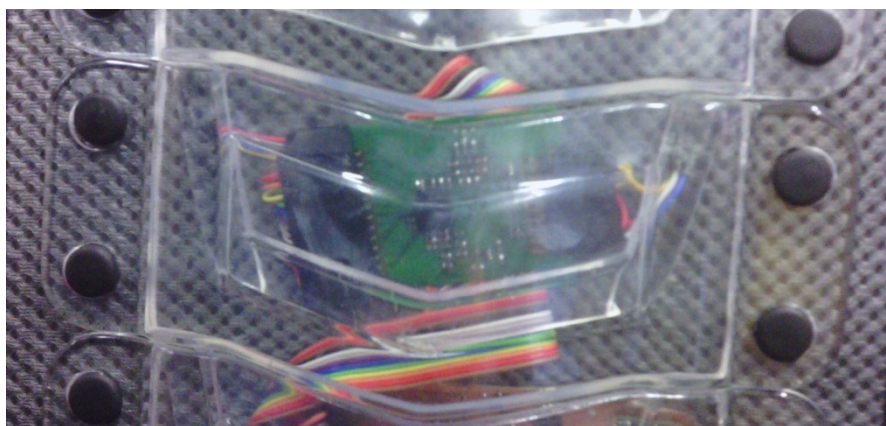


popruhům, tak aby se přizpůsobil snímané osobě. Má molitanový základ s nainstalovanými lamelami, které jsou průhledné. Pod lamelami jsou umístěny jednotlivé části zařízení. Aktivní elektrody a referenční elektroda jsou instalovány v molitanovém základu.



**Obr. 44** Chránič páteře s vestavěným zařízením

V třetí lami (Obr. 45) je umístěna první deska plošného spoje zařízení, která snímá EKG signál a dechovou frekvenci analogově digitálním převodníkem s předzpracováním signálu na čipu ADS1298R



**Obr. 45** Vestavění desky plošného spoje s ADS1298R

Ve čtvrté lami (Obr. 46) je umístěna druhá deska plošného spoje zařízení, která zpracovává signál a vysílá jej pomocí bezdrátové technologie bluetooth.



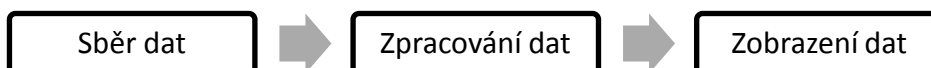
**Obr. 46** Vestavění desky plošného spoje s mikroprocesorem a Bluetooth

## 7 Návrh softwaru pro zobrazení dat

Software pro zobrazení snímaných dat je navržen v grafickém programovém prostředí LabVIEW® verze 11.0 2011.

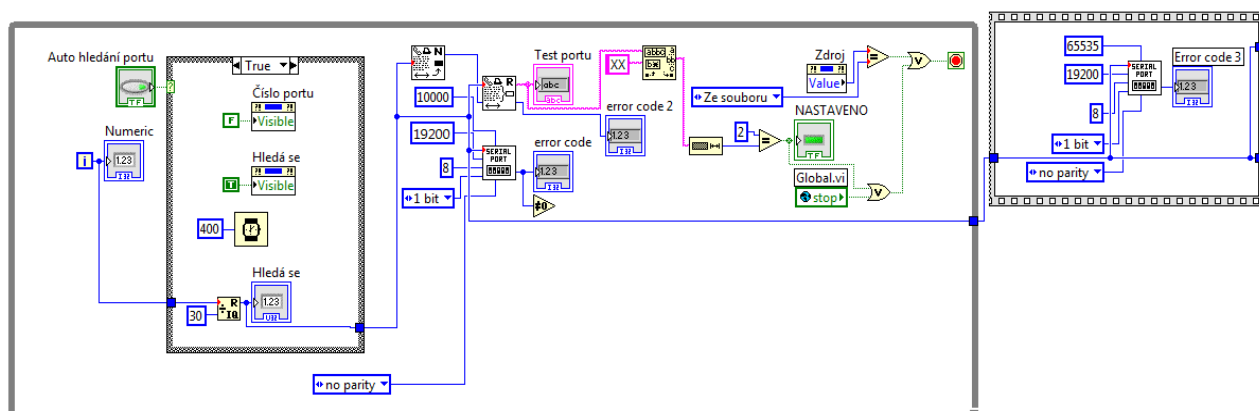
Měřená data je možné zobrazovat v čase. V čase je zobrazováno EKG, tepová frekvence, dech a dechová frekvence. Dále je umožněno zobrazovat data ze záznamu a tato si prohlížet a dále analyzovat.

Software je schématicky rozdělen na tři části (Obr. 47) a to sběr dat, zpracování dat a zobrazení dat. Zobrazení dat je dále členěno do karet, které jsou zobrazeny v grafickém prostředí. Do těchto karet patří Měření, EKG, Tepová frekvence, Dech, Dechová frekvence, Trigr, Nastavení limitů, Záznam a Help.



Obr. 47 Blokové schéma SW LabView

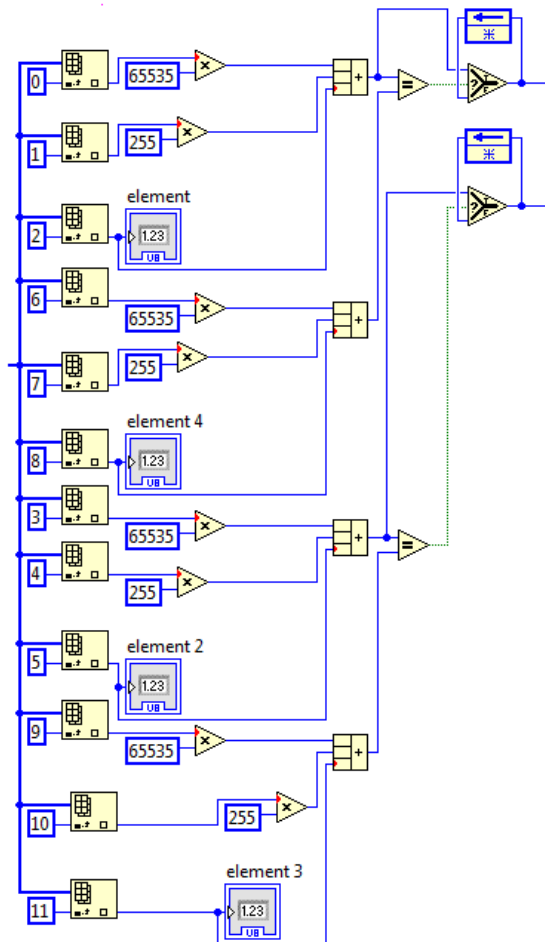
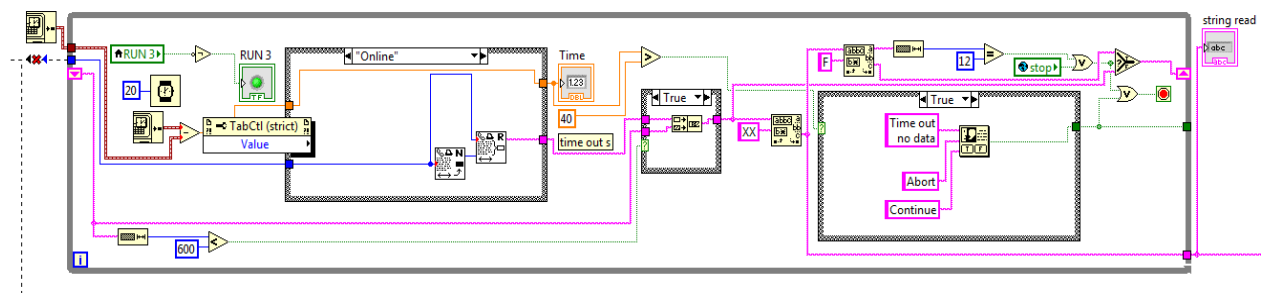
Sběr dat (Obr. 48) je realizován online nebo ze souboru. Při online zobrazování dat vyhledá SW automaticky port bluetooth pro přenos dat. Pokud je tento port správně vyhledán, otevře se komunikace se zařízením a SW přijímá data. Pokud port není vyhledán správně, je zhlášena chyba (ERROR CODE 3) a port se dál vyhledává, dokud není vyhledán správně. Při zobrazení dat ze souboru uloženého v počítači je zadána cesta k souboru a jsou načtena data uložená v souboru.



Obr. 48 Sběr dat LabView

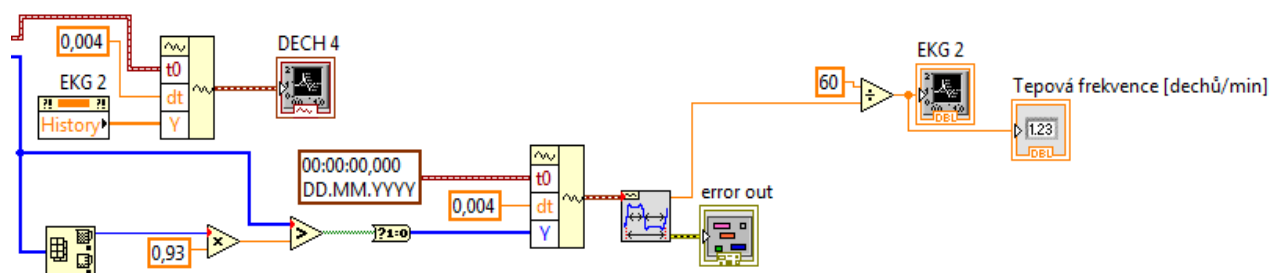
Pokud jsou data správně nahrána, dochází k jejich zpracování (Obr. 49). Data jsou vysílána ve formátu XXdataF. Formát dat je rozklíčován, aby mohly být následně data zobrazeny. XX označuje začátek dat, dále jsou posílána vlastní data. Data mají délku 3 B pro EKG signál a 3 B pro dýchání. Vlastní data jsou zakódována doplňkovým kódem (Tab. 3). Data jsou odeslána dvakrát. Tato redundantnost dat je z důvodu, že se vyhodnocuje, zda jsou data stejná. Pokud se data liší, nejsou zpracována a použijí se data předchozí. Takto zajistíme filtraci chyb přenosu. F označuje konec posílaných dat.





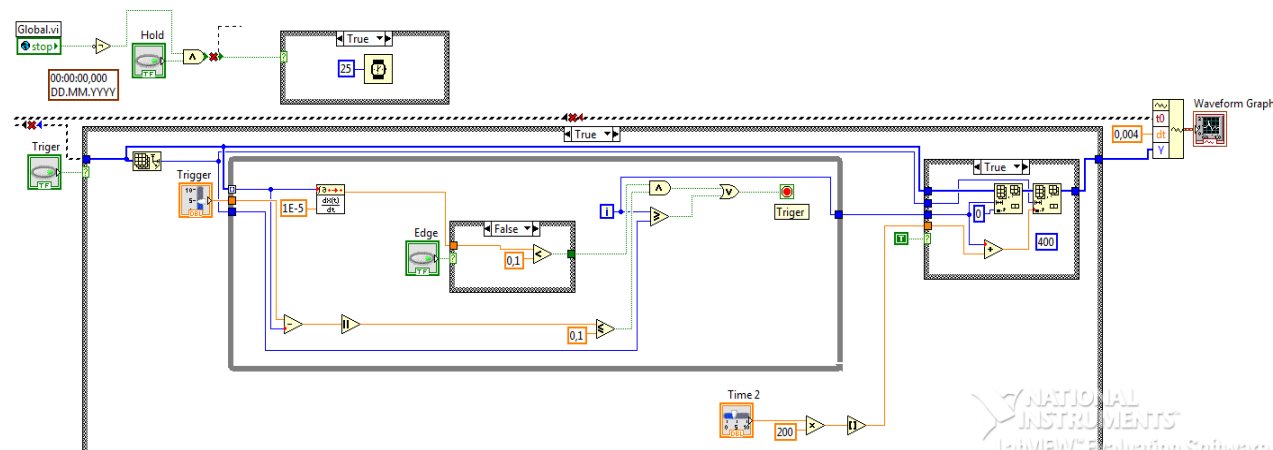
Obr. 49 Zpracování dat LabView

Zobrazování dat je v SW rozděleno do několika karet uživatelského rozhraní. Data pro zobrazení tepové frekvence jsou vypočítána z EKG signálu (Obr. 50). Je zobrazen vývoj tepové frekvence v závislosti na čase a hodnota aktuální tepové frekvence.

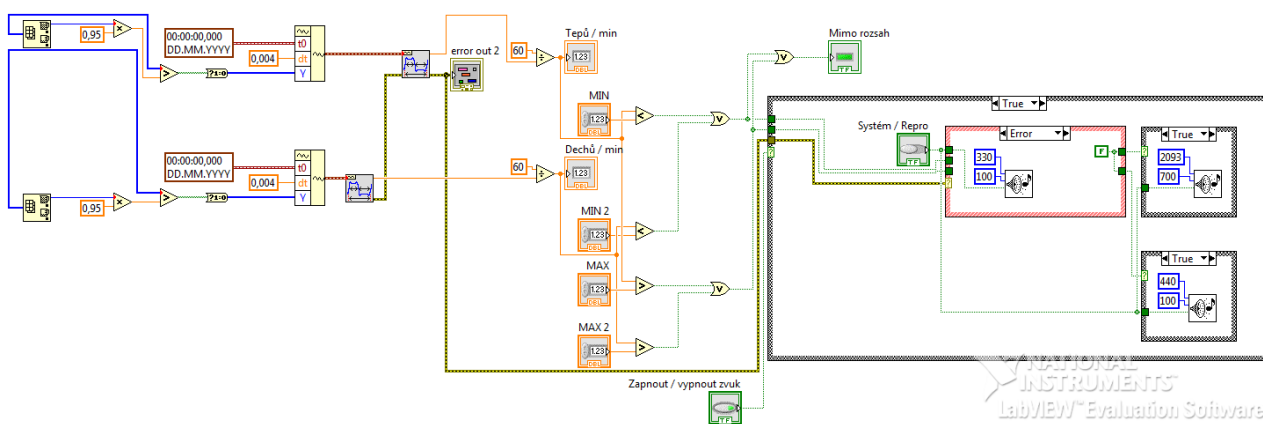


Obr. 50 Zobrazení dat LabView - Tepová frekvence

Trigr (Obr. 52) umožňuje zastavit data a jejich následnou analýzu. Trigr zobrazuje snímaný EKG signál. SW umožňuje zastavit průběh dat a nalézt jejich vzestupnou či sestupnou stranu.

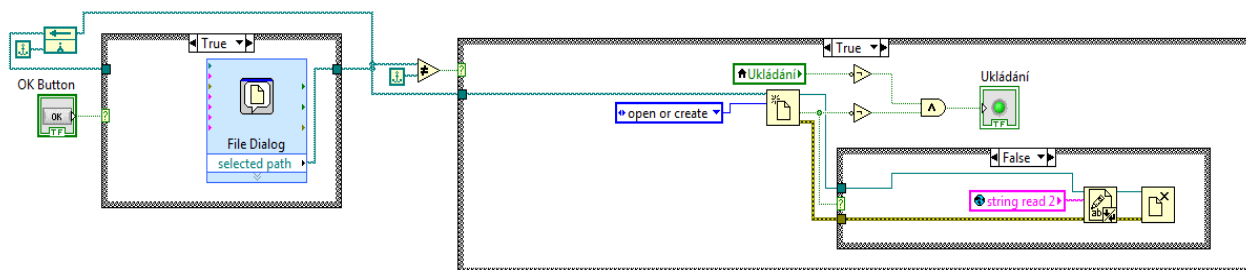


V kartě Nastavení limitů (Obr. 53) je možno analyzovat zdali zaznamenávaná data překračují uživatelsky zadané limity. Zadávané minimální a maximální hodnoty jsou ukládány v SW pro tepovou a dechovou frekvenci. Následuje určení, jestli jsou zobrazovaná data v rozsahu nebo mimo uživatelsky zadaný rozsah. Dále pokračuje indikátor. Pokud jsou analyzovaná data mimo rozsah, je to zahlášeno rozsvícením kontrolky (Mimo rozsah) červenou barvou. Následně zvukový indikátor může zahlásit překročení limitu systémovým zvukem.



Obr. 53 Zobrazení dat LabView - Nastavení limitů

Na kartě Záznam (Obr. 54) jsou zobrazovaná data ukládána. Otevře se okno s výběrem cesty k uložení souboru, vytvoří se soubor a následně se data ukládají do námi vybraného souboru. Ukládání dat indikuje blikání kontrolky Ukládání

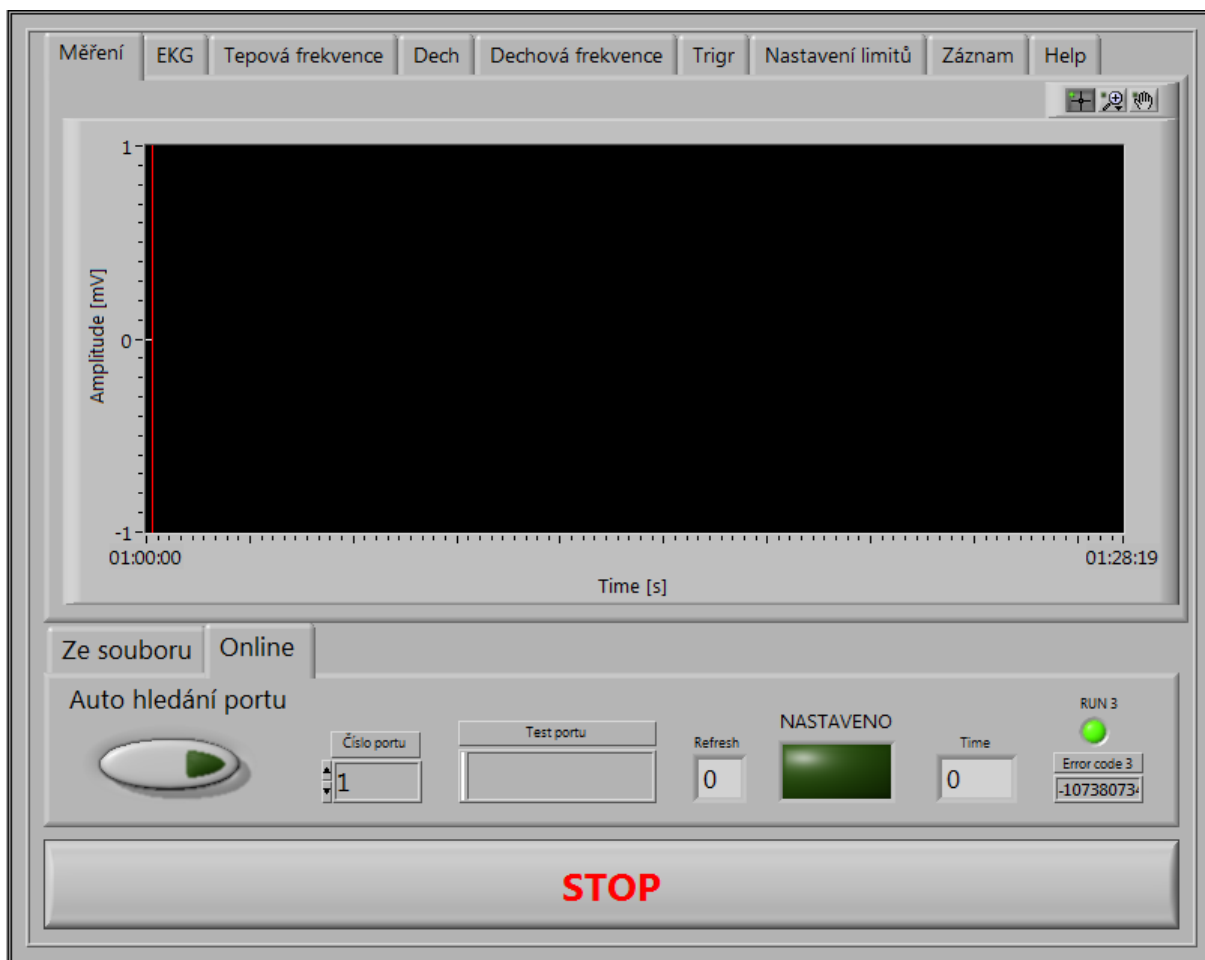


Obr. 54 Zobrazení dat Labview - Záznam

## 7.1 Uživatelské rozhraní

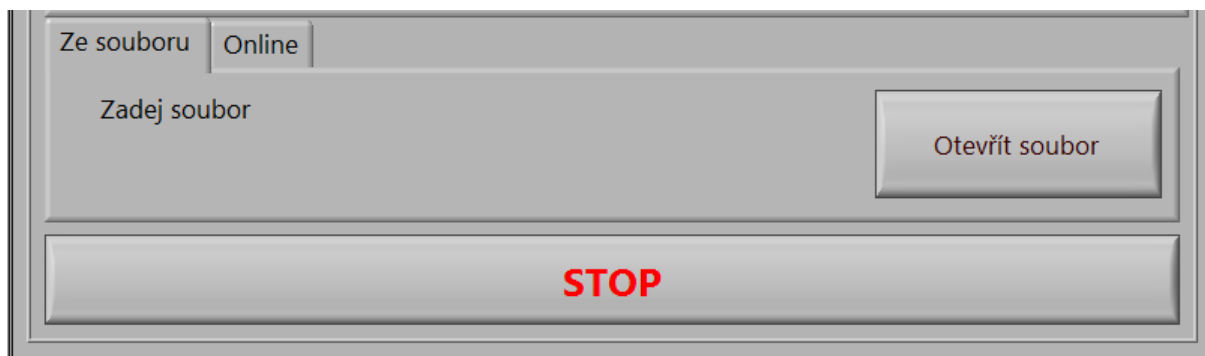
Uživatelské rozhraní (Obr. 55) je rozděleno na část pro zobrazení grafů a část pro výběr způsobu zobrazování. Část pro zobrazení grafů je rozdělená na jednotlivé sekce pomocí karet. Zde se může vybrat, která karta se zobrazí. A s kartou se pak dále pracuje. Část zobrazování je rozdělena kartami na dvě sekce pro výběr zobrazování dat ze souboru nebo zobrazování online v čase.

Na Obr. 55 je rovněž otevřená pro zobrazení grafu karta **Měření** a pro výběr způsobu zobrazování karta **Online**. Na kartě **Měření** se zobrazuje graf měřených dat v závislosti na čase. Toto je základní graf, který je dále pozměňován pro zobrazení různých vlastností záznamu. Na kartě **Online** je možno zapnout automatické hledání portu pro spojení s Bluetooth nebo je možno port nastavit ručně. Pokud je nastaven správný port, tento se otevře a dochází k přenosu dat. V okně **Test portu** se zobrazí formát posílaného datového paketu a indikátor **NASTAVENO** změní barvu na světle zelenou („rozsvítí se“). Dochází k přenosu dat, což je indikováno indikátorem **RUN 3** („bliká“). Pokud, ale nedojde k otevření správného portu je nahlášena chyba v okně **Error code 3**. A hledá se nový port. Zároveň od doby spuštění běží čas, který je zobrazen v okně **Time**. Tlačítko **STOP** slouží k ukončení měření a programu.



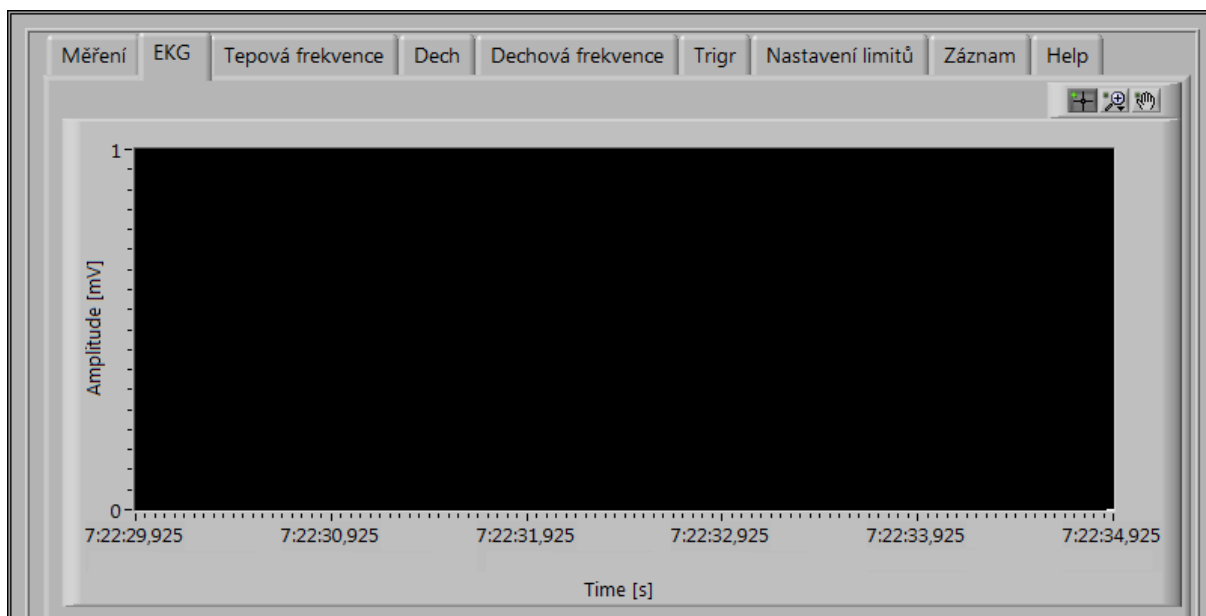
Obr. 55 Uživatelské rozhraní LV

V části pro výběr způsobu zobrazování je rovněž karta **Ze souboru** (Obr. 56). V této kartě se vybírá pomocí tlačítka **Otevřít soubor** soubor, který chceme otevřít a zobrazit. Tlačítko **STOP** stejně jako na kartě Online slouží k ukončení měření a programu.



Obr. 56 Uživatelské rozhraní LV – Ze souboru

Další kartou v části pro zobrazení grafu je **EKG** (Obr. 57). Na této kartě se zobrazuje EKG signál v závislosti na čase s amplitudou o velikosti řádově mV.

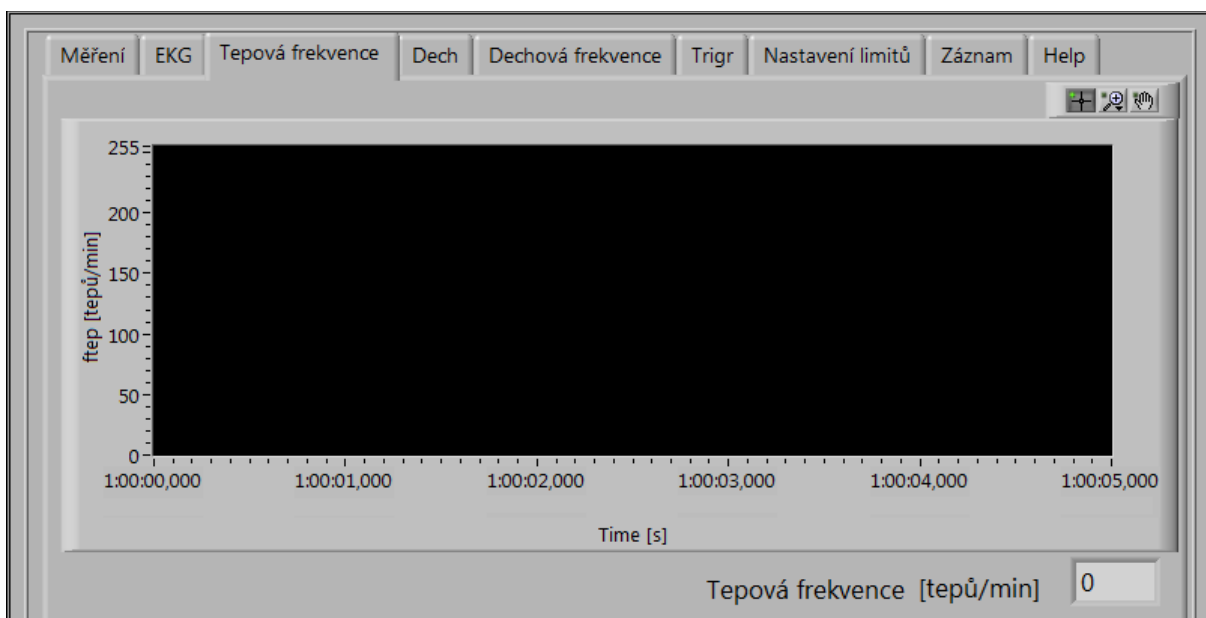


Obr. 57 Uživatelské rozhraní LV – EKG

Karta **Tepová frekvence** (Obr. 58) zobrazuje graf tepové frekvence v závislosti na čase. Dále je zde umístěno okno, kde se vyhodnocuje aktuální tepová frekvence v počtu tepů za minutu. Tepová frekvence se vypočítává z hodnot EKG signálu dle rovnice

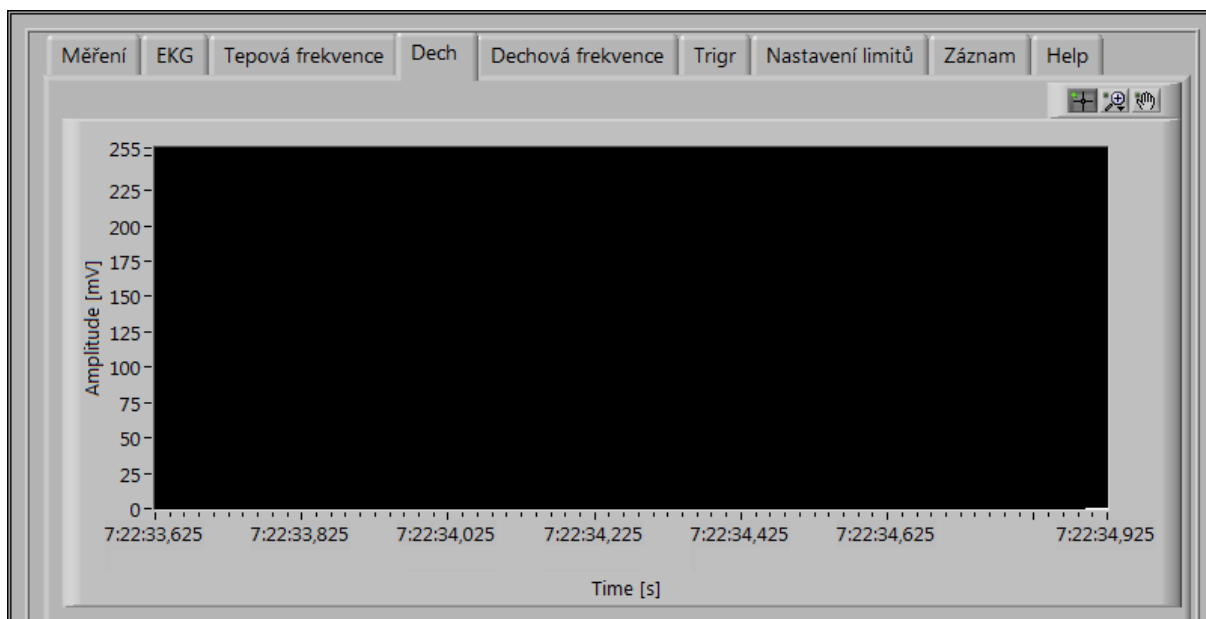
$$f_{tep} = \frac{N_{tep}}{t_N} * 60$$

kde  $f_{tep}$  [tepů/min] je tepová frekvence,  $N_{tep}$  je počet tepů,  $t_N$  [s] je čas, za který je tepová frekvence měřena.



Obr. 58 Uživatelské rozhraní LV – Tepová frekvence

Karta **Dech** (Obr. 59) zobrazuje graf dýchání v závislosti na čase s amplitudou řádově mV. Dýchání je snímáno pomocí impedanční pneumografie pomocí analogově digitálního převodníku s předzpracování signálu na čipu ADS1298R.



Obr. 59 Uživatelské rozhraní LV – Dech

Na kartě **Dechová frekvence** (Obr. 60) je zobrazen graf dechové frekvence v závislosti na čase. Dále je zde umístěno okno, kde se vyhodnocuje aktuální dechová frekvence v počtu dechů za minutu. Dechová frekvence se vypočítává z hodnot dýchání obdobně jako tepová frekvence z EKG signálu dle rovnice

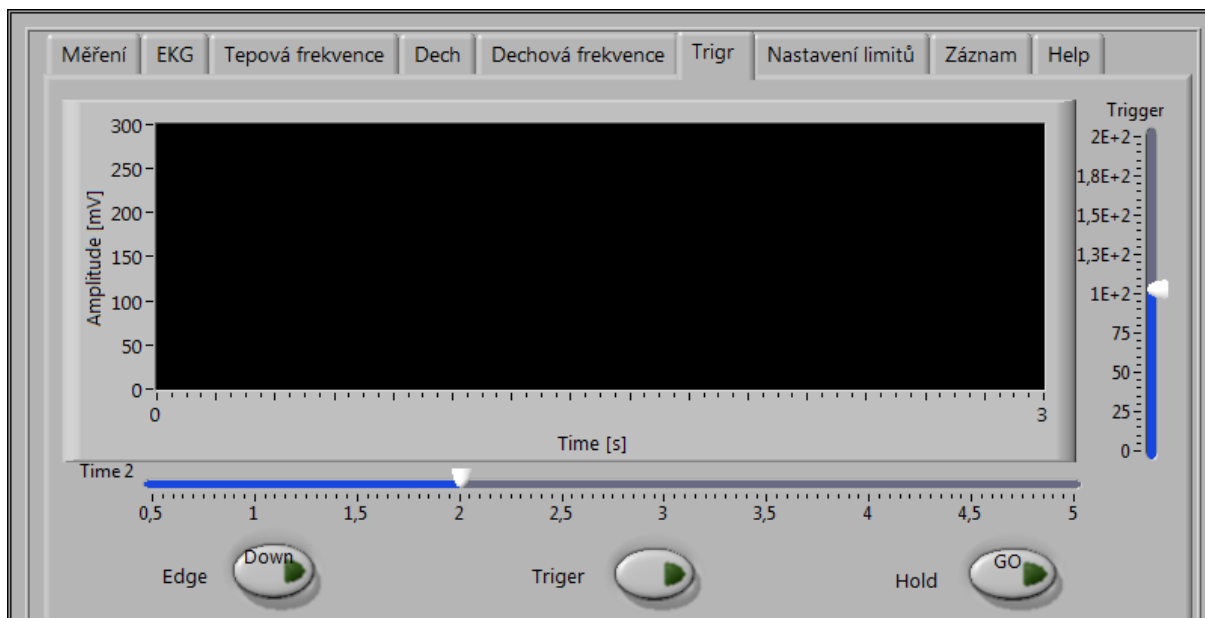
$$f_{dech} = \frac{N_{dech}}{t_N} * 60$$

Kde  $f_{dech}$  [dechů/min] je dechová frekvence,  $N_{dech}$  je počet dechů,  $t_N$  [s] je čas, za který je dechová frekvence měřena.



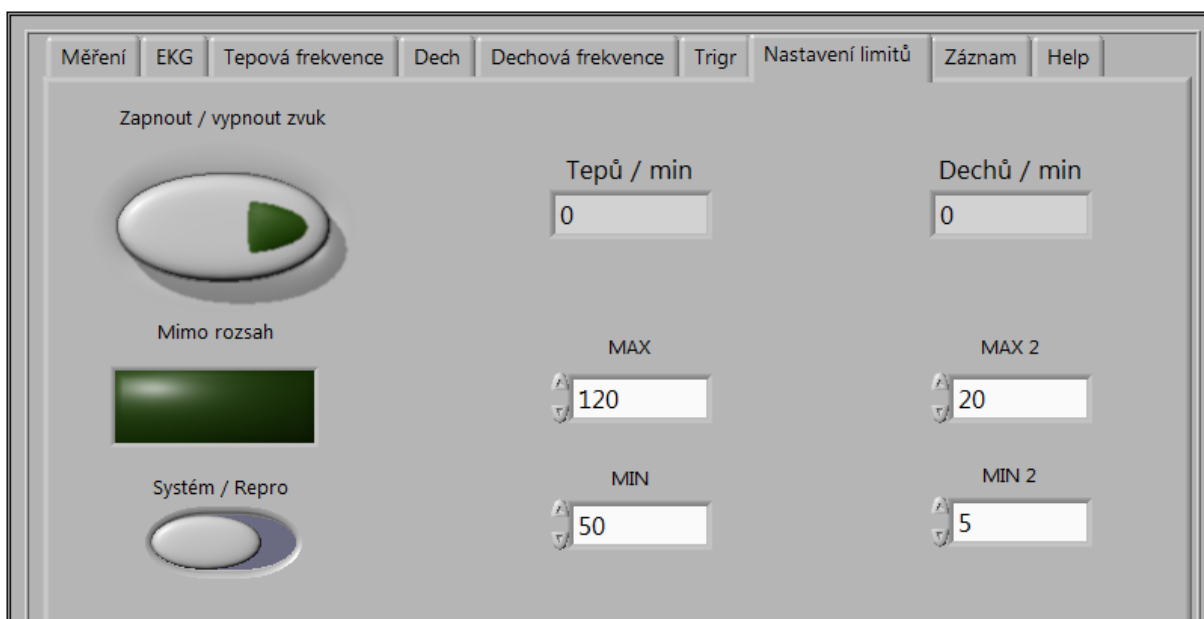
Obr. 60 Uživatelské rozhraní LV - Dechová frekvence

Na kartě **Trigr** (Obr. 61) je umístěn graf EKG signálu. Tlačítkem **Triger** dojde k „zatrigrování“ (podržení na jedné úrovni) EKG signálu. Signál se dá tlačítkem **Edge** (hrana) nastavit na sestupnou nebo vzestupnou hranu. Bude tedy začínat stále ze stejného bodu pro lepší orientaci v běžícím EKG signálu. Tlačítkem **Hold** je umožněno pozastavit EKG signál pro lepší analýzu daného úseku. Posuvníky po stranách grafu slouží k určení, na jaké úrovni chceme signál „trigrovat“ a jak dlouhý úsek chceme zobrazit.



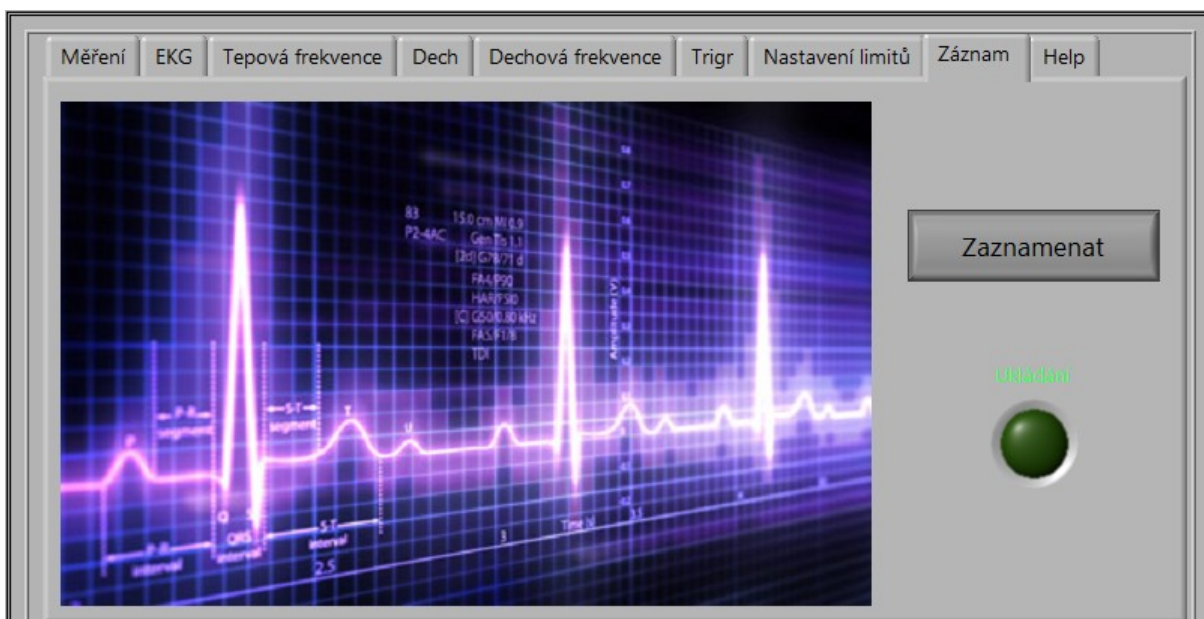
**Obr. 61** Uživatelské rozhraní LV – Trigr

Na kartě **Nastavení limitu** (Obr. 62) je možno zadat minimální a maximální hodnoty tepové a dechové frekvence. Zobrazuje se zde rovněž aktuální hodnota tepové a dechové frekvence. Tlačítko **Zapnout/vypnout zvuk** slouží k zapnutí systémového zvuku, který alarmuje, pokud dojde k překročení nastavených limitů. Rovněž je zde indikátor **Mimo rozsah**, který se „rozsvítí“ (změní barvu na červenou), pokud dojde k překročení nastavených limitů. Dále je zde umístěno tlačítko **Systém/Repro**, které umožňuje změnu systémového zvuku na zvuk z reprosoustavy.



Obr. 62 Uživatelské rozhraní LV – Nastavení limitů

Na kartě **Záznam** (Obr. 63) je možno získávané měření v čase zaznamenávat do souboru. Stisknutím tlačítka **Zaznamenat** se otevře cesta souboru. Soubor se uloží do počítače a dojde k ukládání záznamu. Ukládání záznamu indikuje kontrolka **Ukládání**, která se „rozsvítí“.



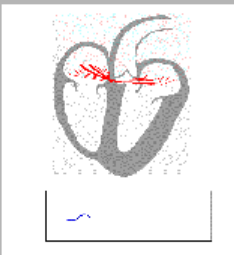
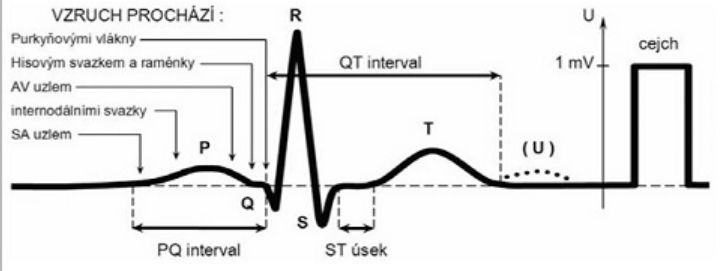
Obr. 63 Uživatelské rozhraní LV – Záznam

Karta **Help** (Obr. 64) slouží jako nápověda k obsluze. Jsou zde ve zkratce popsány jednotlivé funkce. Dále je zde animace vzniku EKG signálu v srdci a popis jednotlivých základních elementů EKG signálu.



Měření
EKG
Tepová frekvence
Dech
Dechová frekvence
Trigr
Nastavení limitů
Záznam
Help

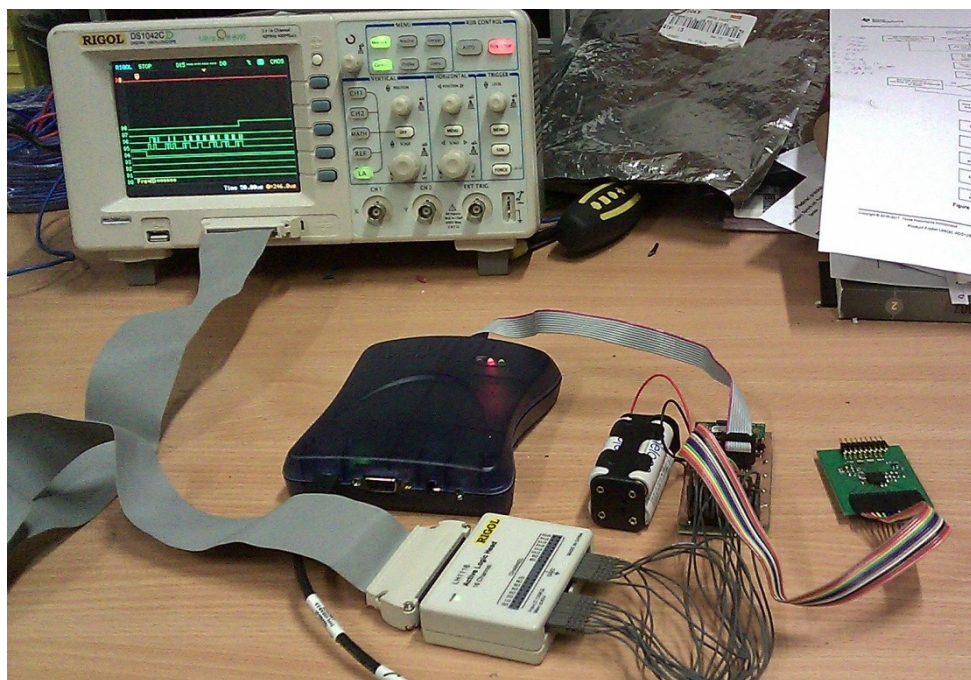
ONLINE slouží pro nastavení bluetooth. Správný port je možno vybrat automaticky nebo ručně. Pokud spojení proběhne správně rozsvítí se pole NASTAVENO. Data se začnou načítat.  
 Pro zadání dat ze souboru je třeba kliknout na tlačítko OTEVŘÍT SOUBOR v záložce ZE SOUBORU a počkat cca 15s.  
 EKG zobrazuje průběh EKG, osa Y je v mV, osa X v s, vzorkování je 250S/s. MĚŘENÍ zobrazje průběh EKG. TEPOVÁ FREKVENCE je zobrazena v závislosti na čase. DECH zobrazuje dechovou dech a DECHOVÁ FREKVENCE je zobrazena v závislosti na čase. TRIGR umožňuje "zatrigrovat" signál pro lepší analýzu, umožňuje zastavení signálu, trigrovat na vzestupnou nebo sestupnou hranu. NASTAVENÍ LIMITŮ umožňuje zadat limity pro tepovou a dechovou frekvenci při jejichž překročení je vydán příslušný zvuk. ZÁZNAM umožňuje ukládat měřená data

Obr. 64 Uživatelské rozhraní LV - Help

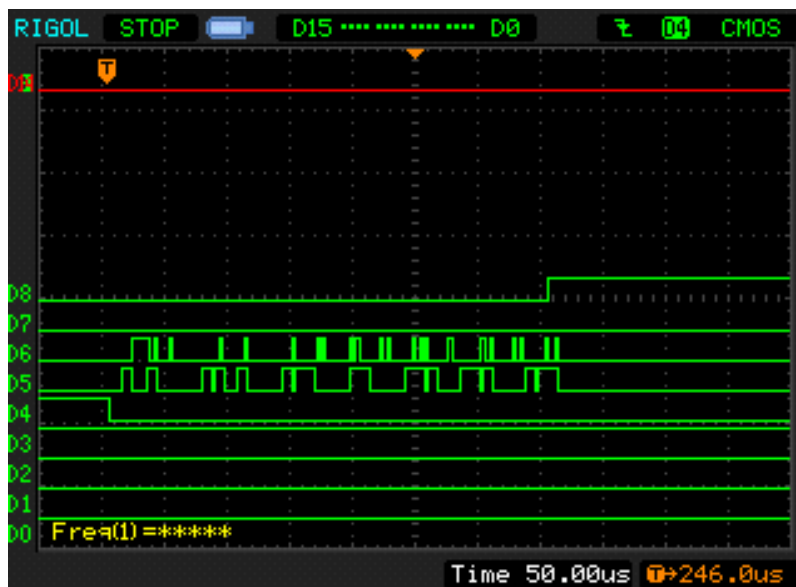
## 8 Testování zařízení

IO ADS1298R byl nastaven dle počátečních podmínek uvedených v datasheetu. Toto nastavení bylo kontrolováno pomocí osciloskopu Rigol s logickou sondou (Obr. 65).



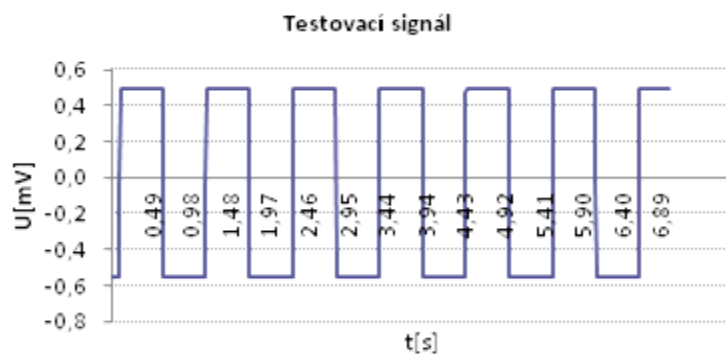
Obr. 65 Nastavení IO ADS1298R

Na Obr. 66 je zobrazeno nastavení počátečních podmínek. Pokud je pin !CS (D4), který určuje výběr sériového komunikačního rozhraní SPI nastaven na minimum, nastaví se interní hodiny (D5) a IO je připraven pro čtení nebo zápis dat (D6 a D7).



Obr. 66 Zobrazení počátečních podmínek IO ADS1298R

IO pro měření EKG a dýchání je testován vnitřním testovacím signálem (Obr. 67). Ten je nastaven pomocí registrů WREG CONFIG2 0x10 a WREG CH1SET 0x05. Interní testovací signál je nastavený na pulsy o  $f_{CLK}/2^{21}$ . Zesílení je nastaveno na 6.



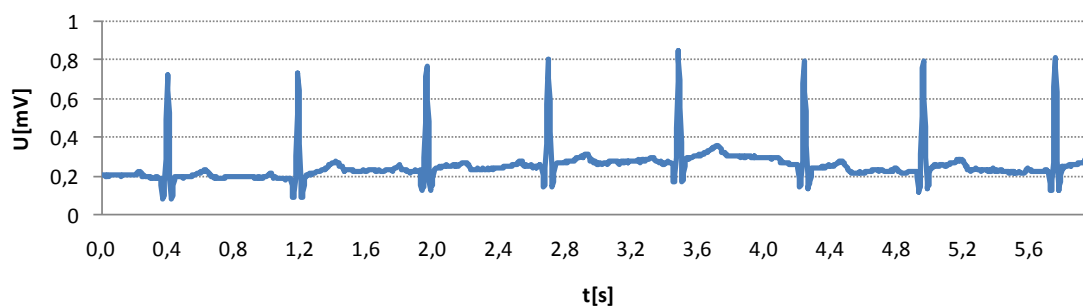
**Obr. 67 Interní testovací signál ADS1298R**

Integrovaný obvod ADS1298R byl testován na dobrovolníkovi. Signál EKG je zobrazen na Obr. 68. Graf zobrazuje průběh EKG signálu, zobrazen je úsek 6 s. Je dobře vidět vlna P, komplex QRS a vlna T. Tep snímané osoby je možné vypočítat dle rovnice uvedené v kapitole 4.2.

$$tep = \frac{N_R}{t} \cdot 60$$

$$tep = \frac{60}{6} \cdot 60 = 80 \text{ min}^{-1}$$

Tepová frekvence snímané osoby je 80 tepů za min, což odpovídá normální fyziologické hodnotě.



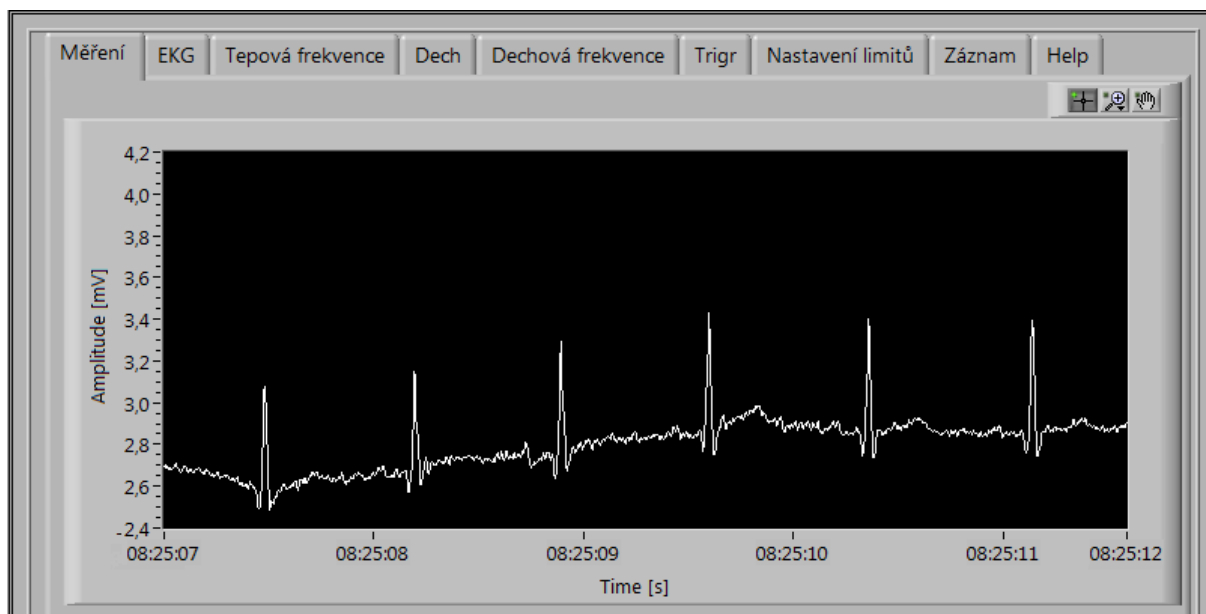
**Obr. 68 Testování na dobrovolníkovi**

Dále bylo zařízení testováno v různých podmínkách a prostředích vhodných pro danou aplikaci. Například byla aplikace vyzkoušena v prototypovém vozidle Kaipan (Obr. 69).



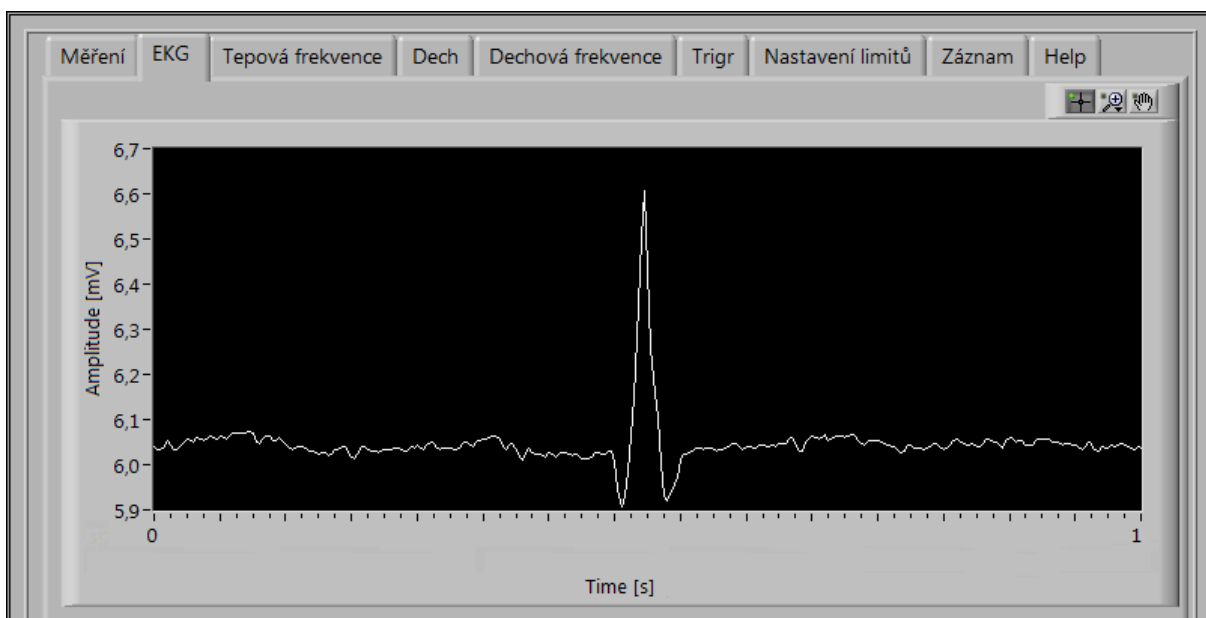
**Obr. 69 Testování zařízení**

Naměřená data byla zobrazena v uživatelském prostředí vytvořeném v grafickém programu LabVIEW® verze 11.0 2011. Na Obr. 70 jsou vidět naměřená data EKG signálu. Zobrazeno je 5 s záznamu, což odpovídá zobrazeným 6ti QRS komplexům a tepové frekvenci 72 tepů/min. I když je záznam zašuměný, což je zřejmě dáno pohybovými artefakty, je dobře čitelný. Je možno identifikovat vlnu P, komplex QRS i vlnu T, tedy všechny důležité elementy pro popis EKG signálu.



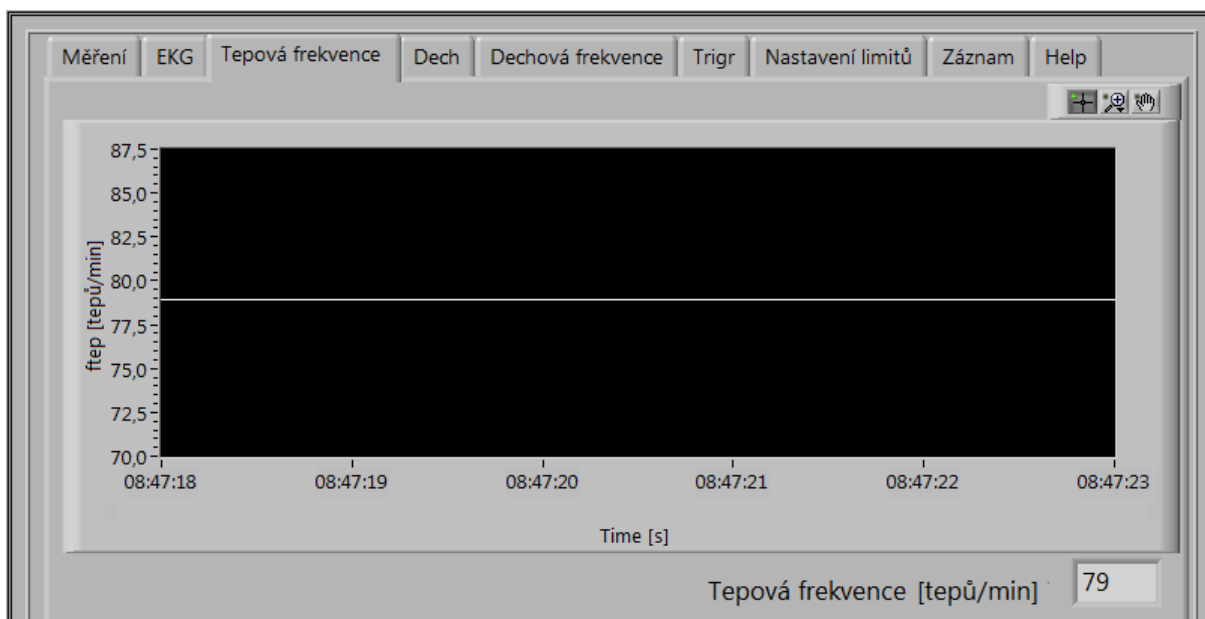
**Obr. 70 Zobrazení naměřených dat – Měření**

Obr. 71 zobrazuje EKG záznam. Je zobrazena 1 s záznamu. Výběr úseku EKG signálu umožňuje lepší orientaci v záznamu a snazší analýzu.



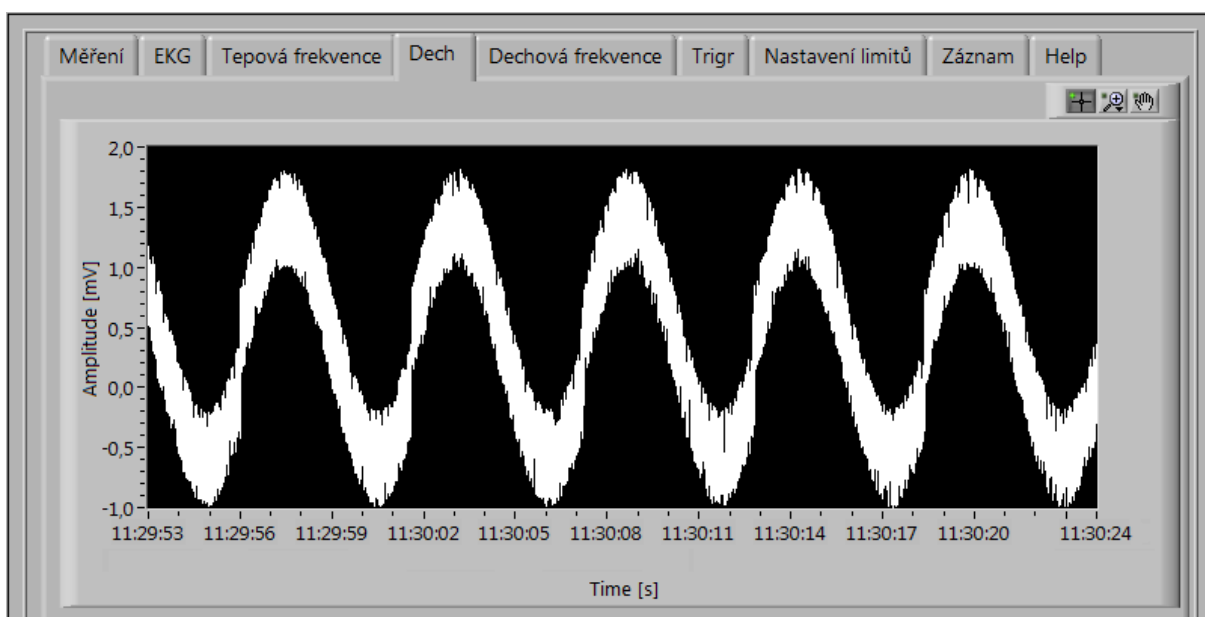
**Obr. 71 Zobrazení naměřených dat – EKG**

Měření tepové frekvence je na Obr. 72, je zobrazen graf tepové frekvence v závislosti na čase. Je rovněž zobrazena aktuální hodnota tepové frekvence, která je vypočtena z EKG signálu dle vzorce viz Kapitola 4.2.



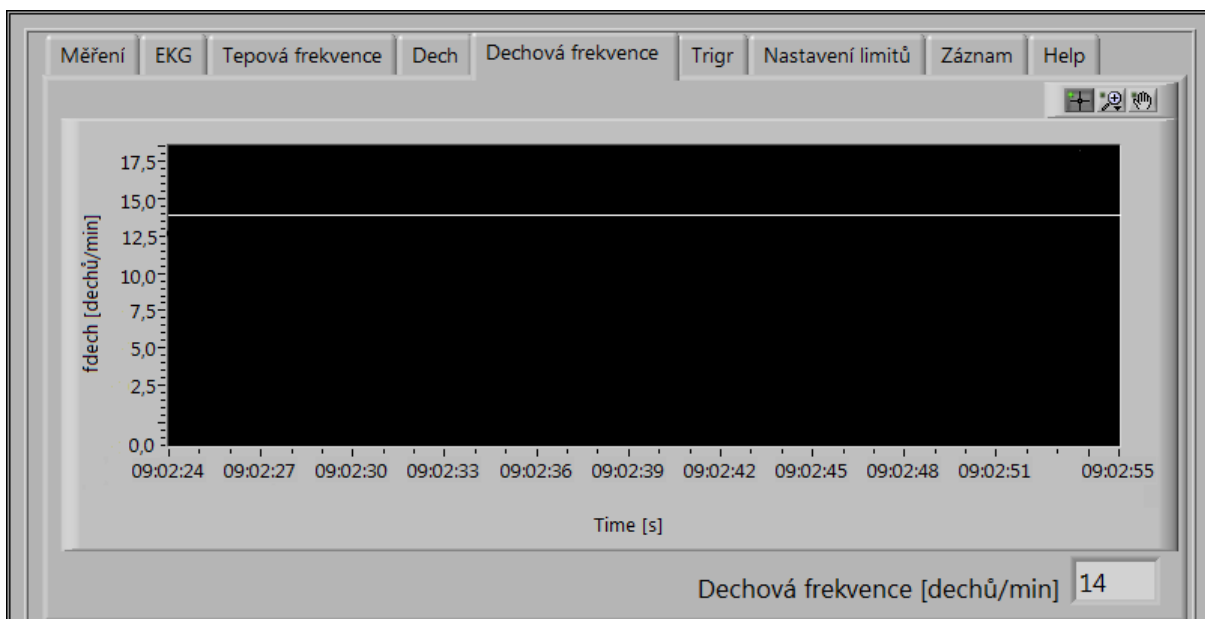
**Obr. 72 Zobrazení naměřených dat – Tepová frekvence**

Průběh dýchání je zobrazen na Obr. 73. Dýchání je snímáno pomocí impedanční pneumografie a vykresleno v závislosti na čase. Zobrazený průběh dýchání odpovídá dechové frekvenci 10 dechů/min, což je normální fyziologická hodnota.



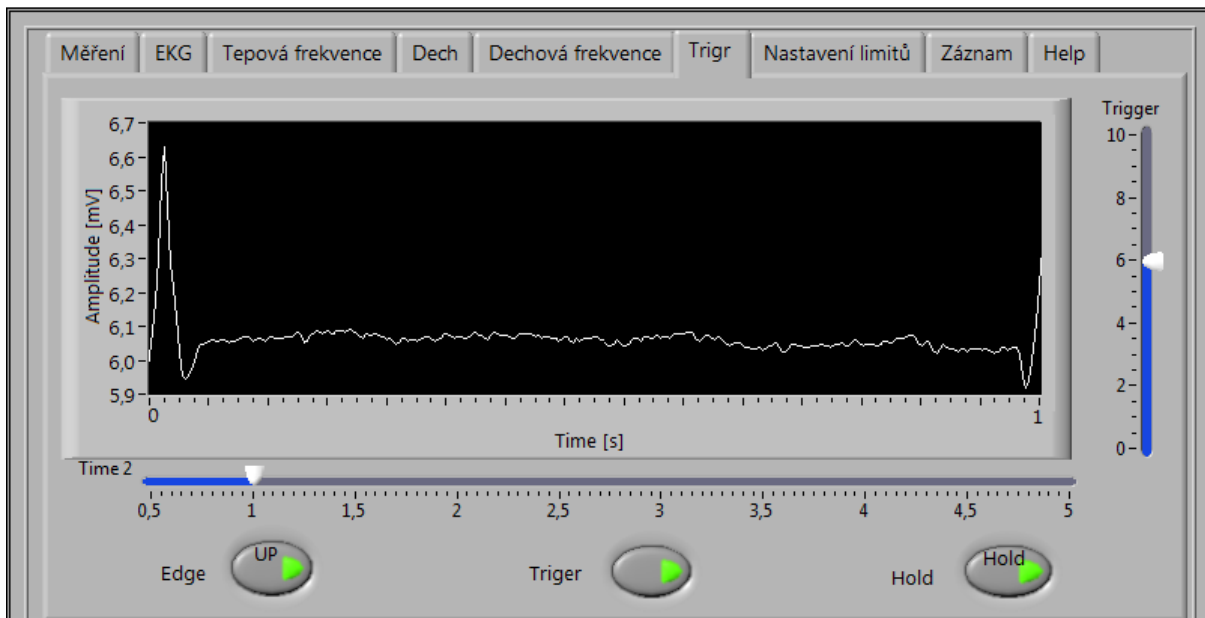
**Obr. 73 Zobrazení naměřených dat – Dech**

Na Obr. 74 je zobrazen vývoj dechové frekvence v čase. Je rovněž zobrazena aktuální hodnota dechové frekvence, která je vypočtena z dýchání viz Kapitola 7.1.



**Obr. 74 Zobrazení naměřených dat – Dechová frekvence**

Na kartě Trigr je zobrazen graf EKG záznamu (Obr. 75), který je „zatrigován“, tedy pozastaven. Graf ukazuje vybraný úsek EKG záznamu. Posuvníkem Trigger je možno nastavit na jaké hodnotě se má signál „zatrigovat“. Posuvníkem Time je možno nastavit jak dlouhý časový úsek bude zobrazen. Tlačítko Edge zapíná, jestli bude záznam „zatrigován“ na vzestupnou či sestupnou stranu. Tlačítko Trigr umožňuje „zatrigování“ záznamu a tlačítko Hold zastavuje či znovu spouští záznam. Na obrázku je vyobrazen záznam délky 1 s, „zatrigovaný“ na vzestupnou hranou na amplitudě 6 mV.

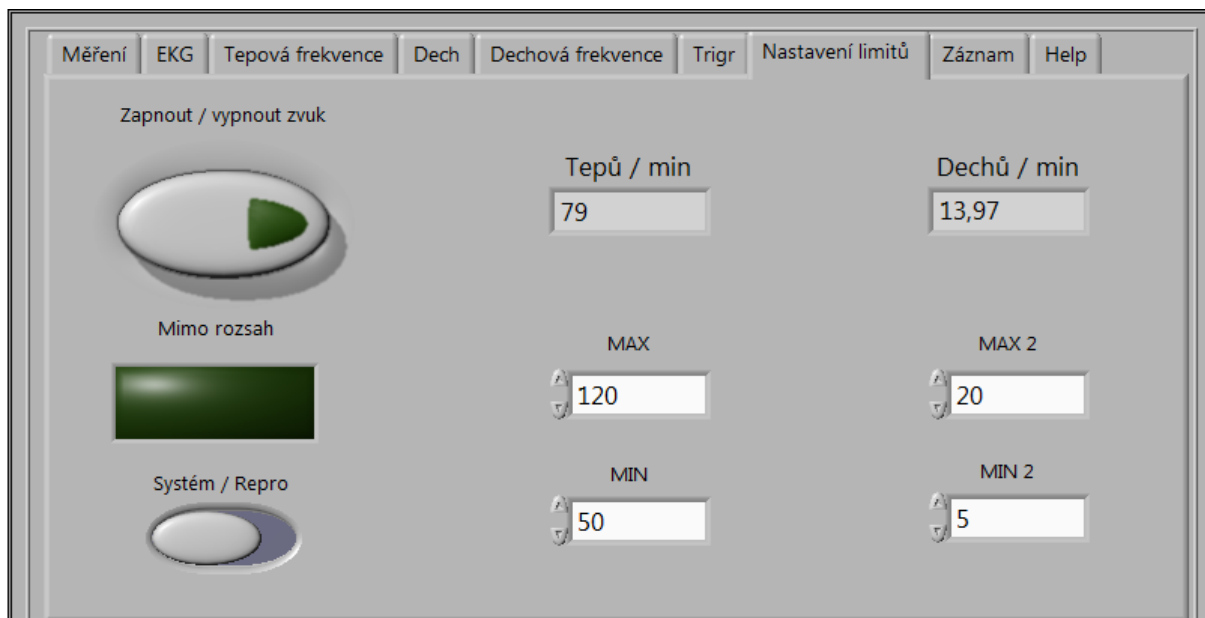


**Obr. 75 Zobrazení naměřených dat – Trigr**

Na kartě Nastavení limitů (Obr. 76) lze tlačítkem Zapnout/vypnout zvuk alarmu zapnout indikaci překročení nastavení limitů systémovým zvukem. Zároveň je zde indikátor Mimo rozsah, který se při překročení limitů rozsvítí. Tlačítkem Systém/Repro se dá přepnout systémový zvuk na zvuk z repro soustavy. Dále je zde zobrazena aktuální hodnota tepové a dechové frekvence a nastavují se zde minimální a maximální povolené hodnoty tepové a dechové frekvence.

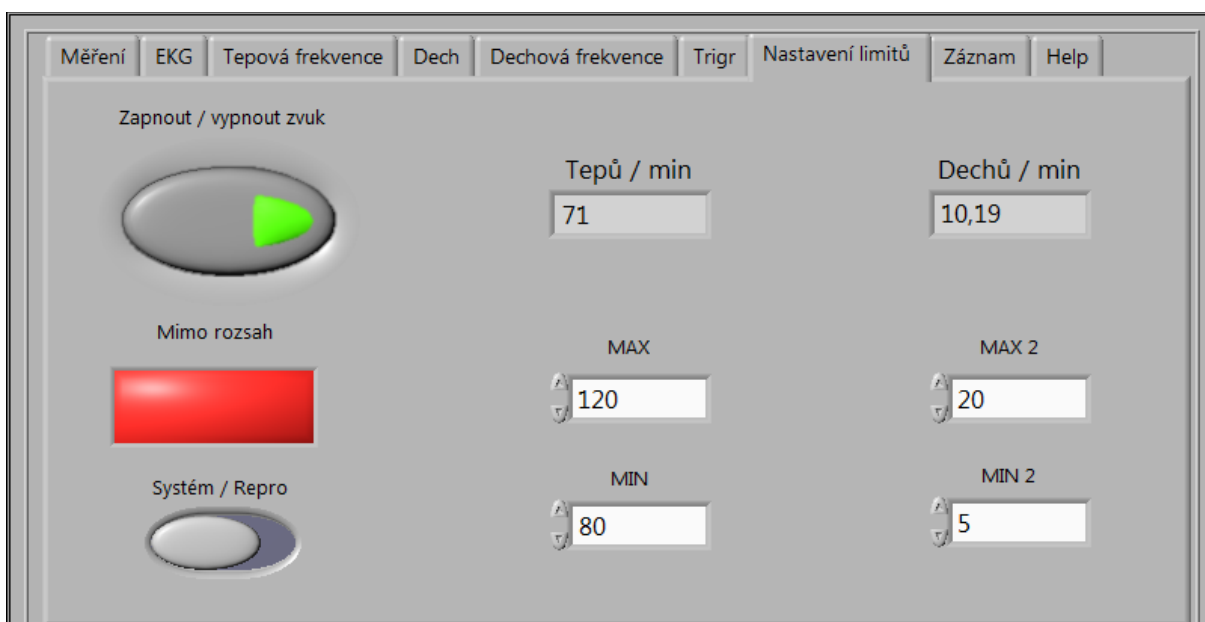


Na obrázku (Obr. 76) je vypnut zvukový alarm. Minimální hodnota tepové frekvence je zadána na hodnotu 120 tepů/min a maximální hodnota tepové frekvence je zadána na hodnotu 50 tepů/min. Aktuální hodnota tepové frekvence je 79 tepů/min, nejsou tedy překročeny limity nastavené pro tepovou frekvenci. Minimální hodnota dechové frekvence je zadána na 5 dechů/min, maximální hodnota je nastavena na 20 dechů/min. Aktuální hodnota dechové frekvence je 14 dechů/min, přičemž nejsou překročeny limity nastavené pro dechovou frekvenci.



**Obr. 76 Zobrazení naměřených dat – Nastavení limitů**

Na obrázku Obr. 77 je vidět alarmový stav překročení hodnoty tepové nebo dechové frekvence. Tlačítko Zapnout/vypnout zvuk je nastaveno na zvukové ohlášení alarmového stavu. Indikátor Mimo rozsah je „rozsvícen“ červeně, indikuje alarmový stav. Z nastavení limitů lze vidět, že je překročena nastavená minimální hodnota tepové frekvence.



**Obr. 77 Zobrazení naměřených dat – Nastavení limitů alarmový stav**

## 9 Závěr

Diplomová práce se zabývala problematikou měření, sběru a vyhodnocování biotelemetrických dat posádek motorových vozidel. Hlavním cílem bylo navržení prototypového zařízení, které umožňuje měřit životní funkce. V rámci práce jsem si rozšířila znalosti v oblasti měření biosignálů, jejich přenosu a zpracování. Dále jsem se podrobněji seznámila s měřením elektrokardiografického signálu a dýchání. Při návrhu zařízení jsem rovněž využila znalosti a zkušenosti, které získala v oblasti biometrie, zpracování a vizualizace biologických signálů během stáže na Univerzitě Twente v Enschede v Nizozemí.

Na základě studia biotelemetrie jsem navrhla a realizovala prototyp systému měřicí základní životní funkce posádky motorového vozidla implementovaného do chrániče páteře. Prototyp je postaven na elektronických obvodech a mikroprocesorové technice přímo určené k využití v podobných aplikacích. Byl využit integrovaný analogově digitální převodník s patřičným analogovým přizpůsobením a předzpracováním signálu na čipu ADS1298R od firmy Texas Instruments, který je přímo určen pro měření EEG/EKG a dechové frekvence. Data měřicího systému jsou sbírána mikrokontrolérem Atmega16 od firmy Atmel, který data zasílá pomocí bezdrátové technologie bluetooth pomocí modulu cB-OEMSPA311i-04 od firmy ConnectBlue nebo po sériové lince RS232, vhodným komunikačním protokolem do osobního počítače, kde probíhá zpracování měřených dat, jejich vizualizace, případně záznam.

Pro zpracování a zobrazení měřených údajů byla vytvořena aplikace v grafickém programovacím jazyce LabVIEW® verze 11.0 2011. Uživatelské rozhraní této aplikace vizualizuje získaná data v čase a dále je zpracovává. Také lze zobrazovat a zpracovávat údaje ze souboru zpětně.

Prototypový systém byl zabudován do chrániče páteře a je primárně určen k využití v prototypových vozidlech Kaipan Voltage. Díky univerzálnosti chrániče páteře jej lze využít i pro cyklistiku nebo při jízdě na motocyklu, či při jiných činnostech, kde se využívá ochrany páteře a zad. Pokud je biotelemetrický prototypový systém využit ve vozidle řady Kaipan Voltage, je možné využít komunikačního rozhraní vozidla. Prototypový systém se připojuje ke komunikačnímu subsystému vozidla prostřednictvím komunikačního rozhraní bluetooth. Data jsou přiřazena k jeho telemetrii a předávána k uložení prostřednictvím GPRS modemu databázovému systému založeného na nástrojích firmy Oracle.

Pro měření EKG signálu byly využity aktivní elektrody, které nevyžadují přímý kontakt s pokožkou snímané osoby a mohou měřit signál i přes tenkou vrstvu oblečení. Použití aktivních elektrod na druhou stranu představuje komplikaci při měření dýchání. Při měření dýchání za pomoci impedanční pneumografie se v tkáni budí střídavý proud o kmitočtu 32 kHz a vytváří tak měřený rozdíl potenciálu. Z tohoto důvodu nemohou být využity navržené aktivní elektrody, které neumožňují buzení tkáně střídavým proudem. Dýchání bylo proto měřeno pomocí kontaktních elektrod.

Další vývoj prototypového systému pro měření biotelemetrických veličin by měl směřovat k vytvoření aktivních elektrod využitelných i pro měření dýchání a dechové frekvence. Dále by mohl být do chrániče páteře umístěn GSM systém, aby bylo zařízení zcela autonomní a nezávislé na komunikaci s jinými subsystémy. Bylo by taktéž možné systém rozšířit o další senzory tak, aby vznikl nástroj určený pro účely návrhu ergonomie vozidla a pro optimalizaci nastavení vozidla, který by rovněž sledoval psychickou a fyzickou zátěž posádky a umožnil včasnou reakci na neočekávané změny ve zdravotním stavu.



## Použitá literatura

- [1] ALEKSANDROWICZ, A., et al.: *Wireless and Non-contact ECG Measurement System – the “Aachen SmartChair”*, Acta Polytechnica, 2007
- [2] BÍLEK, J.: *Přístrojová technika a monitorování pacientů v urgentní medicíně*, Ostrava, 2007
- [3] FRADEN, J.: *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications*, Springer Science, 2010
- [4] HAMPTON, J. R.: *Ekg stručně, jasně, přehledně*, Grada Publishing, 2005
- [5] KARLSSON, J., S., et al.: *Wireless Monitoring of Heart Rate and Electromyographic Signals using a Smart T-shirt*, Department of Biomedical Engineering & Informatics, Umeå University Hospital, School of Textiles and School of Engineering, University College of Borås, Occupational and Environmental Medicine, Sahlgrenska Academy at University of Gothenburg, Sweden, 2008
- [6] LIM, Y., G., et al.: *Capacitive Driven-right-leg Grounding in Indirect-contact ECG Measurement*, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, 2010
- [7] MASON, L.: *Signal Processing Methods for Non-Invasive Respiration Monitoring*, Trinity College Michaelmas, 2002
- [8] MATTHEWS, R., et al.: *A Wearable Physiological Sensor Suite for Unobtrusive Monitoring of Physiological and Cognitive State*, Steindorf proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France, 2007
- [9] MILLER, M.: *Discovering Bluetooth*, Sybex Inc., 2001
- [10] MOHYLOVÁ, J., et al.: *Zpracování signálu v lékařství*, VŠB-TU Ostrava, Fakultní nemocnice Bulovka oddělení neurologie Praha, Žilina, 2004
- [11] OTTOVÁ-LEITMANNOVÁ, A.: *Základy biofyziky*, Bratislava, Alfa, 1993
- [12] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P.: *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*, ISBN 80-248-0751-3, Ostrava, 2004
- [13] PETRICK, A., et al.: *IEEE802.11 Handbook*, IEEE New York, 2005
- [14] ROKYTA, R.: *Fyziologie*, Praha, ISV nakladatelství, 2000
- [15] ROZMAN, J., et al.: *Elektronické přístroje v lékařství*, Praha: Academia, 2006
- [16] ROZMAN, J., et al.: *Lékařská diagnostická technika*, Academia, 2006
- [17] SULLIVAN, T., J., et al.: *A Low-Noise, Non-Contact EEG/ECG Sensor*, Division of Biological Sciences, University of California, San Diego La Jolla, USA, 2009
- [18] TROJAN, S., et al.: *Lékařská fyziologie*, Praha: Grada, 2003
- [19] UENO, A., et al.: *Capacitive Sensing of Electrocardiographic Potential Through Cloth From the Dorsal Surface of the Body in a Supine Position: A Preliminary Study*, IEEE Transaction on biomedical engineering, 2007
- [20] UHROVÁ, H.: *Membránový potenciál*, World Wide, 2006

- [21] DUDÁČEK, K.: *Sériová rozhraní SPI, Microwire, I2C a CAN*, Publikované 2002, URL: <http://www.omegaeng.cz/prodinfo/Accelerometers.html>
- [22] KARAS, O.: *Počítačové zpracování signálů I - základní úvod*, Publikované 2009, URL: <http://programujte.com/?akce=clanek&cl=2008102400-pocitacove-zpracovani-signalu-i-zakladni-uvod>
- [23] BRADÁČ, Z., et al.: *Bezdrátové komunikace v automatizační praxi II: standard Bluetooth*, Publikované 2007, URL: [http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id\\_document=28874](http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=28874)
- [24] MOODY, G., B., et al.: *Derivation of Respiratory Signals from Multi-lead ECGs*, Publikované 2000, URL: <http://www.physionet.org/physiotools/edr/cic85/>
- [25] Otevřená encyklopedie Wikipedie: *Bluetooth*, <http://cs.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
- [26] Otevřená encyklopedie Wikipedie: *Wi-Fi*, URL: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Wifi>
- [27] MELECHOVSKÝ, D.: *Přetížení*, Publikováno 2008, URL: <http://www.aeroweb.cz/clanek.asp?ID=1241&kategorie=3>
- [28] ŘEHÁK, J., et al.: *Osobní síť - Bluetooth a IEEE 802.15*, Publikované 2003, URL: <http://hw.cz/Produkty/Ethernet/ART917-Osobni-site---Bluetooth-a-IEEE-802.15.html>
- [29] OTÁHALOVÁ, T.: *Soubor měření na elektrokardiografu - laboratorní úloha*, VŠB-TU Ostrava, 2008, Bakalářská práce
- [30] OTÁHALOVÁ, T.: *Vestavěný senzorový systém pro sběr a vyhodnocování biometrických veličin v reálném čase*, VŠB-TU Ostrava, 2011, Diplomová práce
- [31] *8-bit Microcontroller with 16K Bytes In-System Programmable Flash ATmega16 ATmega16L*, Atmel Corporation, 2002, Datasheet
- [32] *ADS1298 Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements*, Texas Instruments Incorporated, 2011, Datasheet
- [33] *OEM Serial Port Adapter™ cB-OEMSPA311 / 331, cB-0901 Electrical & Mechanical Datasheet*, connectBlue AB, 2006, Datasheet
- [34] *Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography*, Texas Instruments Incorporated, 2011, Datasheet

## **Přílohy**

Příloha 1 - Schéma zapojení DPS Aktivní elektroda

Příloha 2 - Schéma zapojení DPS ADS1298R

Příloha 3 - Schéma zapojení DPS ATmega16

Příloha 4 - Deska plošných spojů Aktivní elektroda

Příloha 5 - Deska plošných spojů ADS1298R

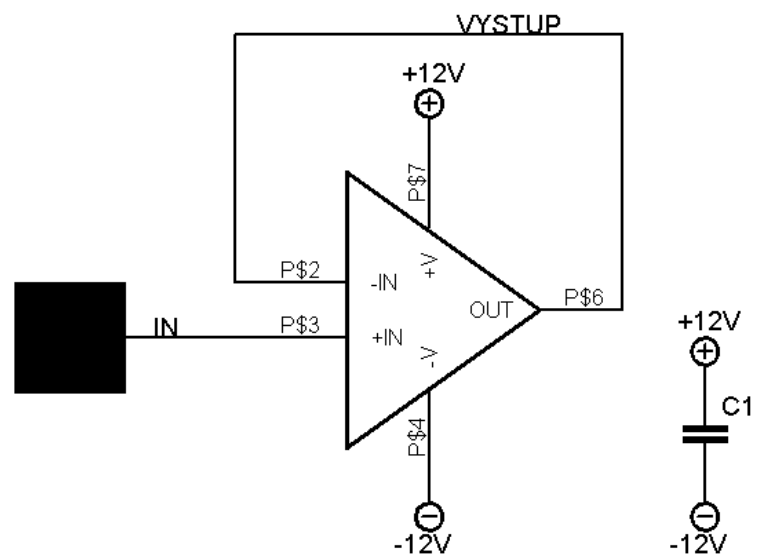
Příloha 6 - Deska plošných spojů ATmega16

Příloha 7 - Seznam použitých součástek Aktivní elektroda

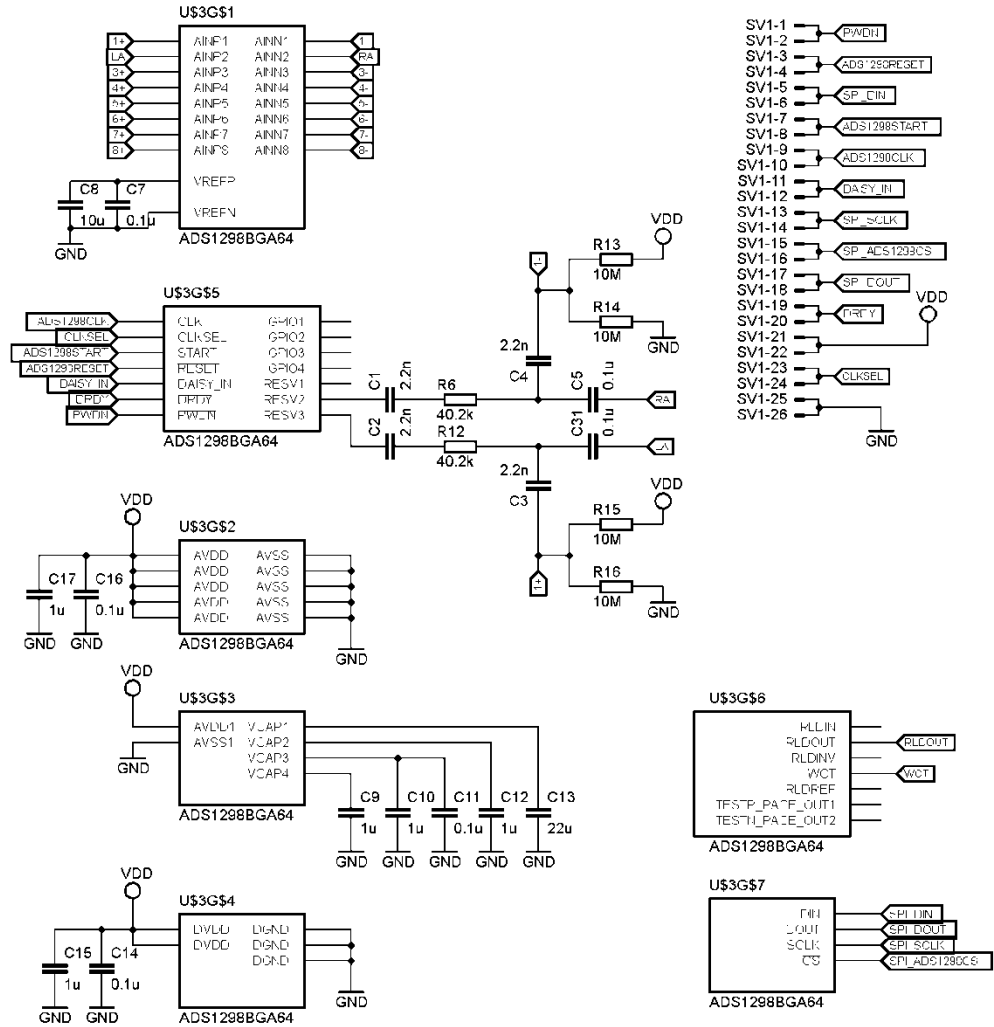
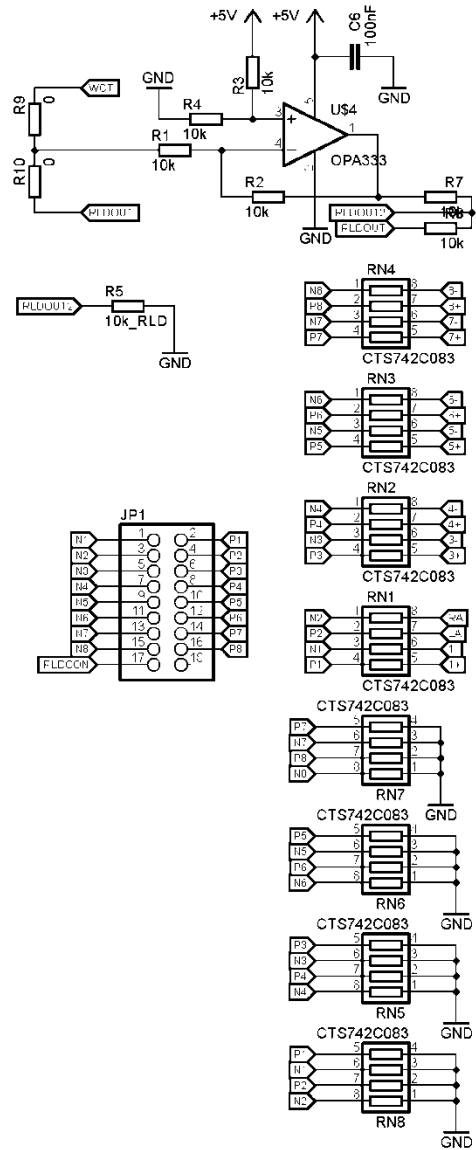
Příloha 8 - Seznam použitých součástek ADS1298R

Příloha 9 - Seznam použitých součástek ATmega16

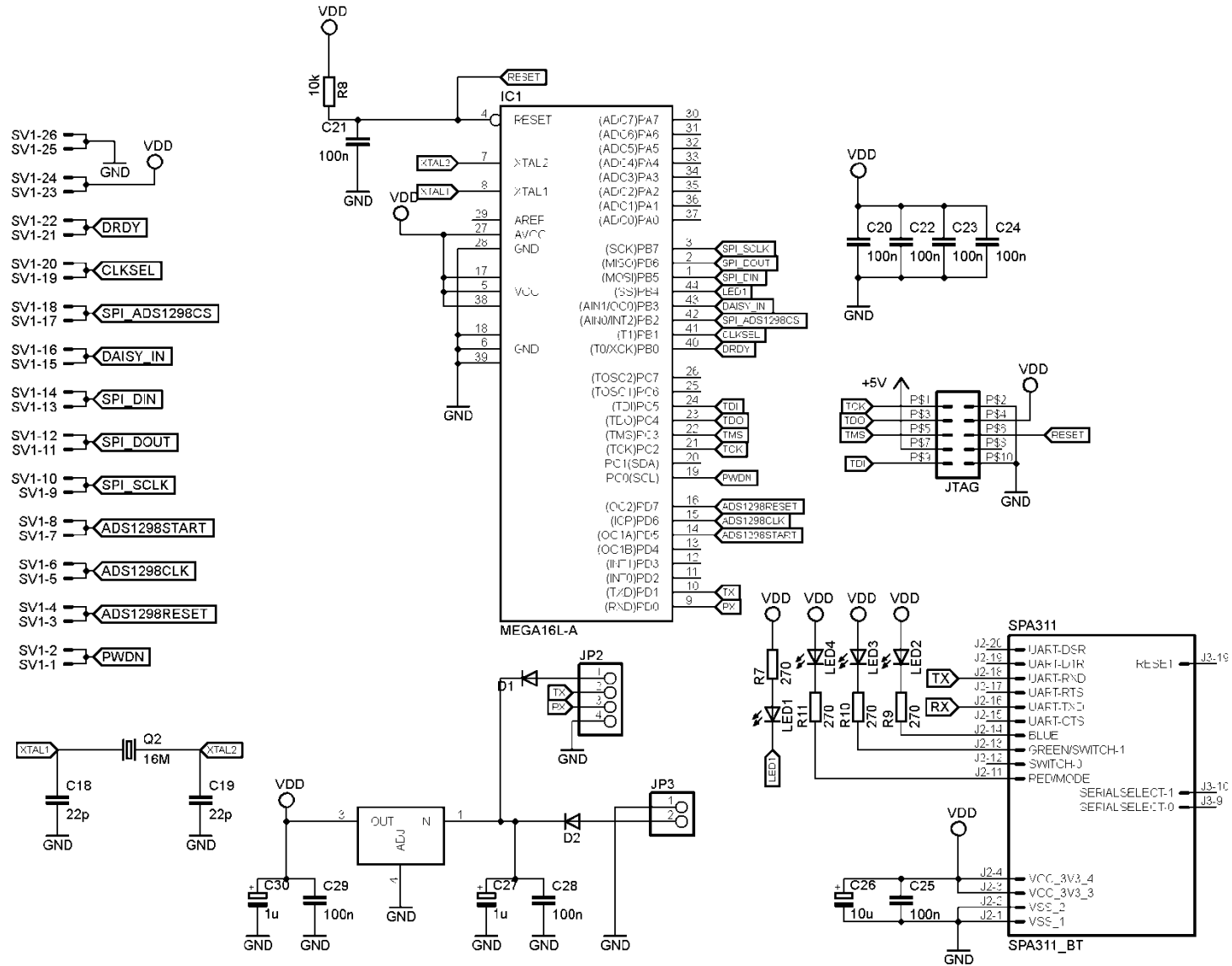
Příloha 1 – Schéma zapojení DPS Aktivní elektroda



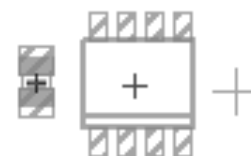
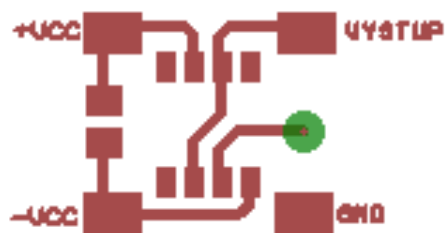
## Příloha 2 - Schéma zapojení DPS ADS1298R



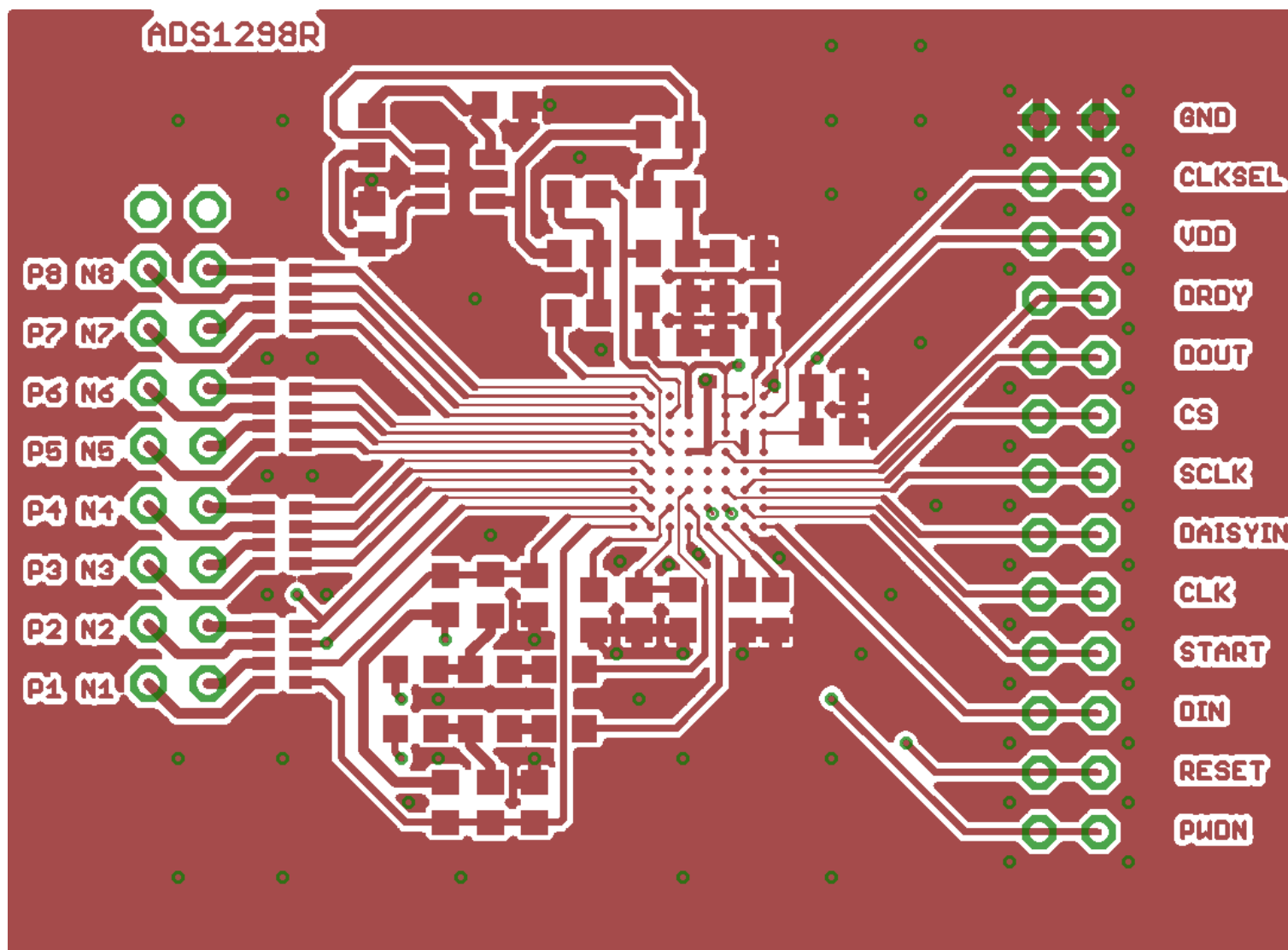
### Příloha 3 - Schéma zapojení DPS ATmega16



Příloha 4 - Deska plošných spojů Aktivní elektroda (zvětšeno)

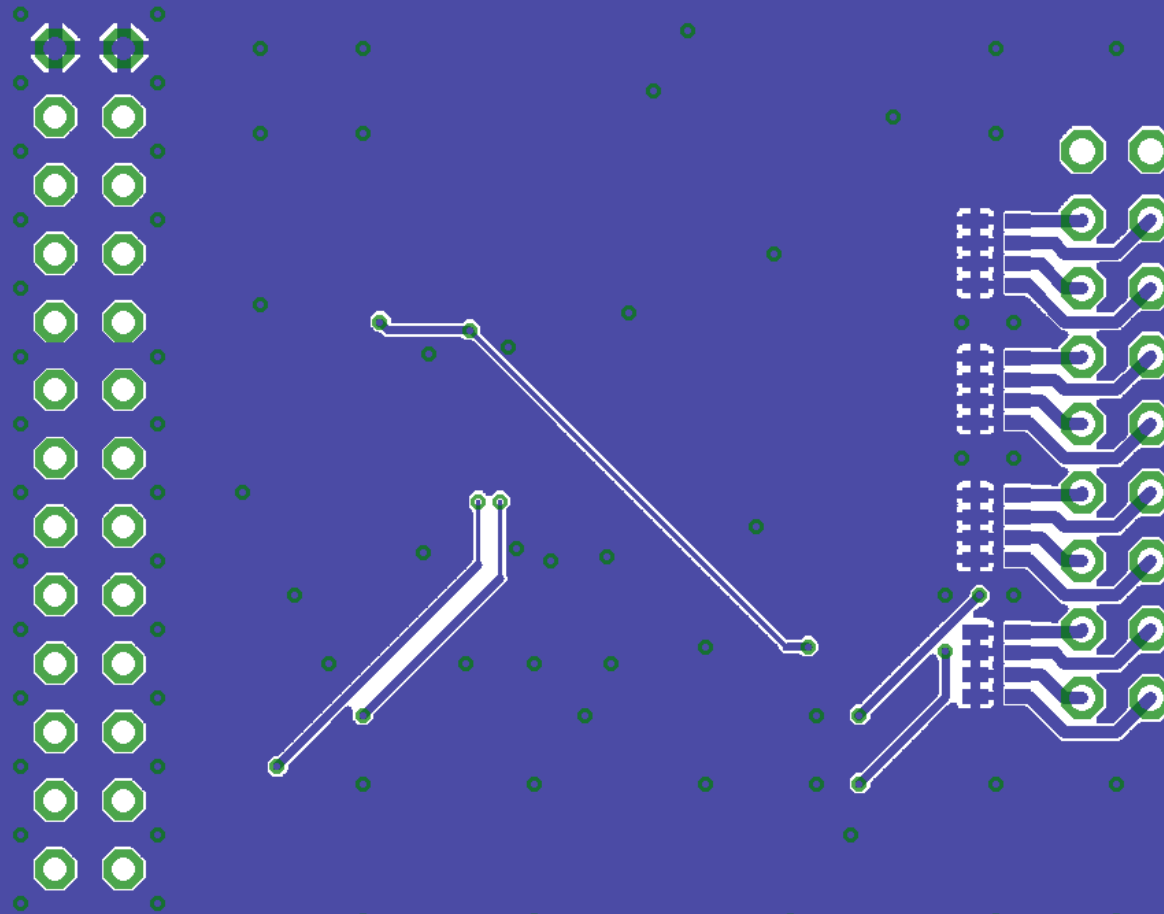


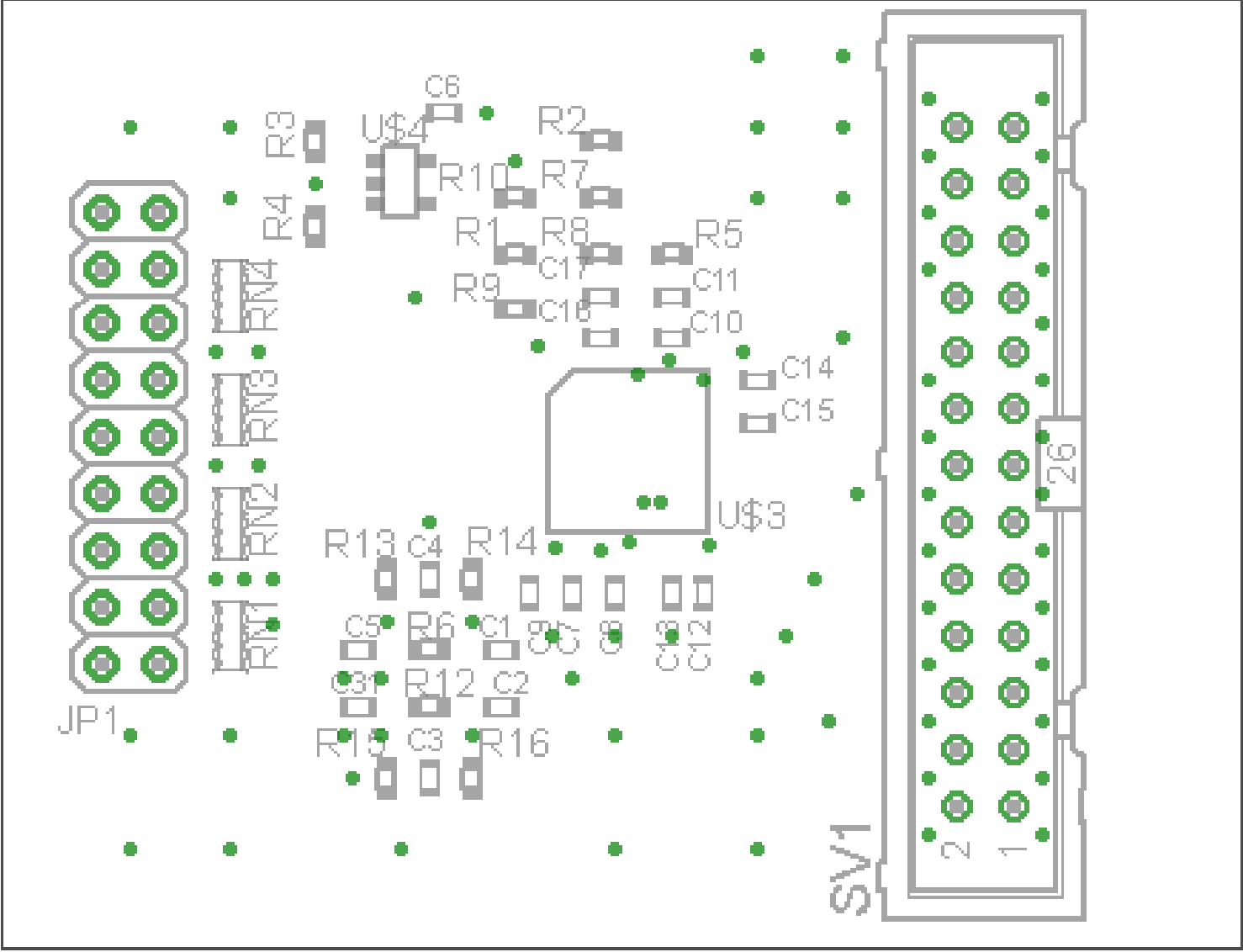
Příloha 5 - Deska plošných spojů ADS1298R (zvětšeno)



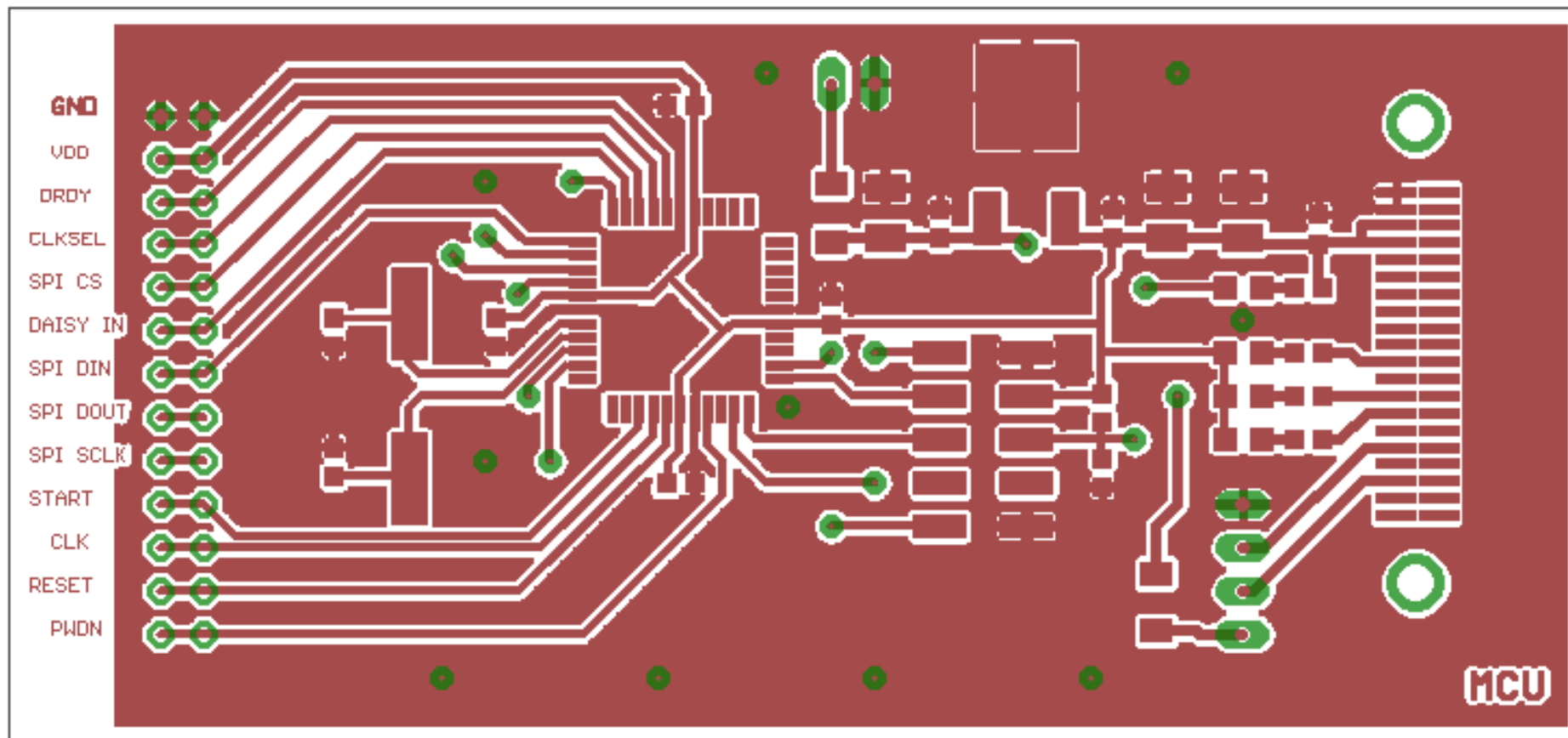


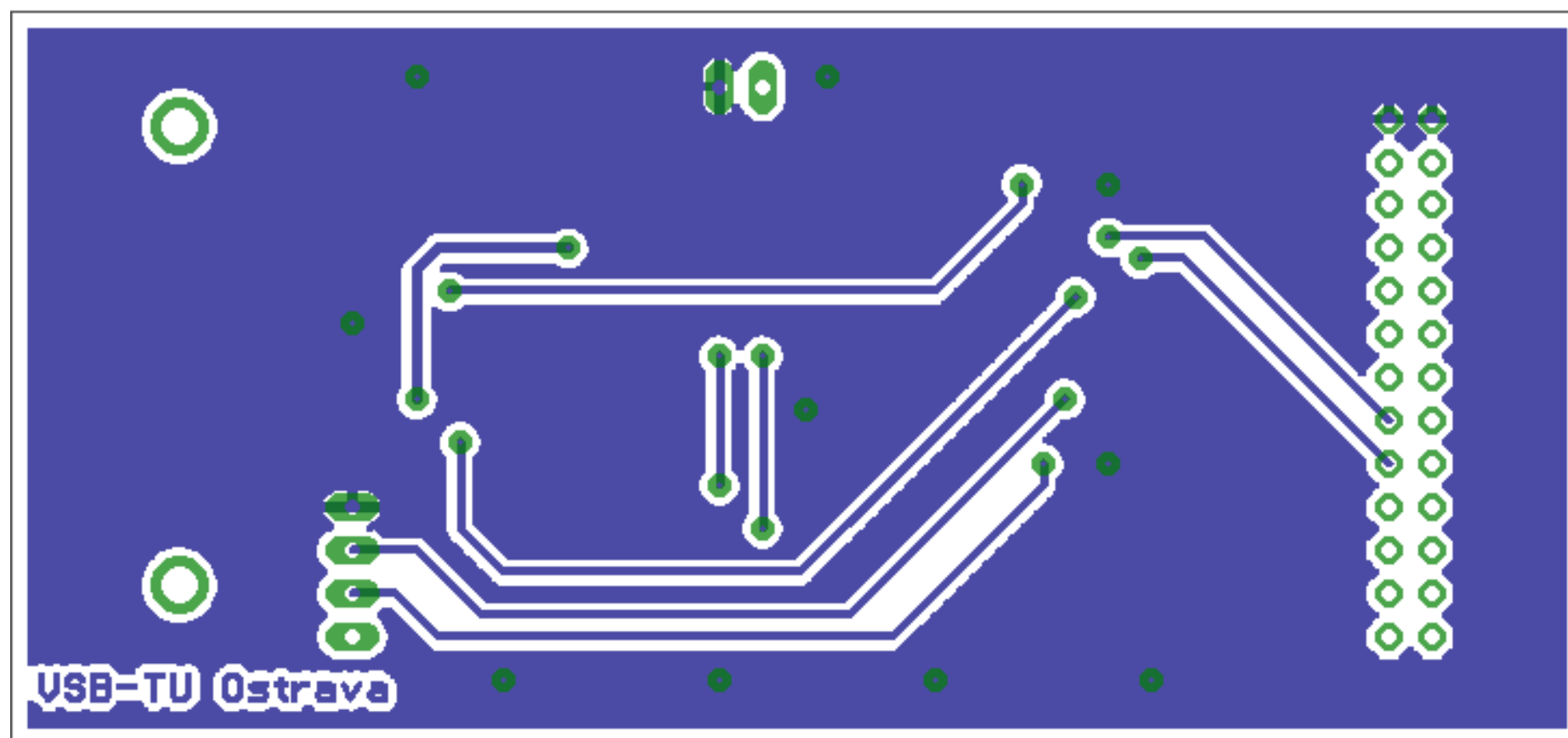
USB - TU Ostrava



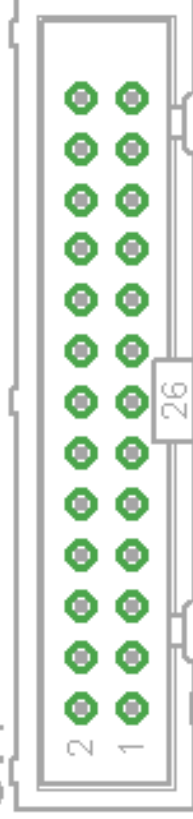


Příloha 6 - Deska plošných spojů ATmega16 (zvětšeno)





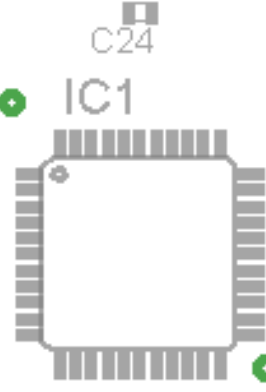
SV1



C18 C19 Q2



C22

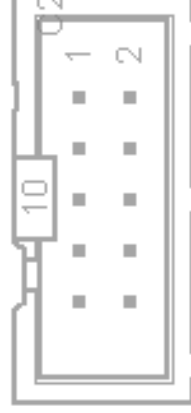


C20

C24



JP3



U28

U\$5



R8 JTAG

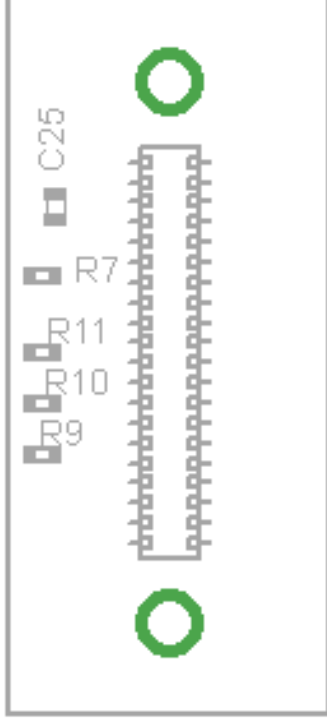
C29

C30

C26

LED2 LED3 LED4

JP2



C25

R7

R9 R10 R11

Příloha 7 - Seznam použitých součástek Aktivní elektroda

Součástka	Hodnota	Pouzdro
C1	0.1 $\mu$ F	C0805
U\$1 - OPA333		OPA2335

Příloha 8 - Seznam použitých součástek ADS1298R

Součástka	Hodnota	Pouzdro
C1	2.2 nF	C0603K
C2	2.2 nF	C0603K
C3	2.2 nF	C0603K
C4	2.2 nF	C0603K
C5	0.1 nF	C0603K
C6	100 nF	C0603K
C7	0.1 $\mu$ F	C0603K
C8	10 $\mu$ F	C0603K
C9	1 $\mu$ F	C0603K
C10	1 $\mu$ F	C0603K
C11	0.1 $\mu$ F	C0603K
C12	1 $\mu$ F	C0603K
C13	22 $\mu$ F	C0603K
C14	0.1 $\mu$ F	C0603K
C15	1 $\mu$ F	C0603K
C16	0.1 $\mu$ F	C0603K
C17	1 $\mu$ F	C0603K
C31	0.1 $\mu$ F	C0603K
JP1		2X09
R1	10 k $\Omega$	R0603
R2	10 k $\Omega$	R0603
R3	10 k $\Omega$	R0603
R4	10 k $\Omega$	R0603
R5	10 k $\Omega$	R0603
R6	40.2 k $\Omega$	R0603
R7	10 k $\Omega$	R0603
R8	10 k $\Omega$	R0603
R9	0	R0603
R10	0	R0603
R12	40.2 k $\Omega$	R0603
R13	10 M $\Omega$	R0603
R14	10 M $\Omega$	R0603
R15	10 M $\Omega$	R0603
R16	10 M $\Omega$	R0603
RN1	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN2	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN3	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN4	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN5	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN6	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN7	100 k $\Omega$	CTS742C083
RN8	100 k $\Omega$	CTS742C083

SV1		ML26
U\$3 -ADS1298R		4 BGA64
U\$4 - OPA333		SOT23-5



Příloha 9 - Seznam použitých součástek ATmega16

Součástka	Hodnota	Pouzdro
C18	22 pF	C0603
C19	22 pF	C0603
C20	100 nF	C0603
C21	100n nF	C0603
C22	100n nF	C0603
C23	100n nF	C0603
C24	100n nF	C0603
C25	100n nF	C0603
C26	10 $\mu$ F	SMC_B
C27	1 $\mu$ F	SMC_B
C28	100 nF	C0603
C29	100 nF	C0603
C30	1 $\mu$ F	SMC_B
D1		MINIMELF
D2		MINIMELF
ICI	MEGA16L-A	TQFP44
JP2		1X04
JP3		1X02
JTAG		ML10_SMD
Q2	16M	HC49UP
R7	270	R0603
R8	10 k $\Omega$	R0603
R9	270 $\Omega$	R0603
R10	270 $\Omega$	R0603
R11	270 $\Omega$	R0603
SV1		ML26
LF33		DPACK
SPA311_BT		SP311